Monika BECK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

MODELOWANIE RUCHU PSA WCHODZĄCEGO PO SCHODACH

Streszczenie. Celem pracy było opracowanie modelu matematycznego ruchu psa wchodzącego po schodach. W obliczeniach numerycznych wykorzystano przebiegi kinematyczne ruchu psa uzyskane w systemie APAS. Na potrzebę pracy opracowano program komputerowy w środowisku MATLAB.

1. WSTĘP

Praca miała na celu zamodelowanie ruchu psa wchodzącego po schodach. Za obiekt badań wybrano psa rasy jamnik. Jest to pies niski, o krótkich nogach, wydłużonej lecz zwartej sylwetce. Głowę zawsze nosi wysoko, co odzwierciedla jego charakter. Jest to pies myśliwski wytrwały biegacz, szperacz, jak również indywidualista. Jego budowa jest dostosowana do polowań.

Tułów w przedniej części dostosowany do wyczerpującej pracy pod ziemią, muskularny, zwarty, długi i szeroki. Grzbiet w okolicy kręgów piersiowych poziomy a w partii lędźwiowej lekko wysklepiony. Zad długi, okrągły i silnie umięśniony.

Kończyna przednia składa się z łopatki, kości ramiennej, promieniowej i łokciowej oraz kości nadgarstka, śródręcza i palców ręki. Łopatka jest skośnie ustawiona i mocno przylega do klatki piersiowej. Ramię tej samej długości ustawione pod kątem prostym do łopatki. Przedramię krótkie, lekko wygięte do wewnątrz. Łapy twarde, dobrze wysklepione, z mocnymi opuszkami. Pięć palców ściśle zwartych zakończonych mocnymi pazurami, z czego tylko cztery dotykają ziemi.

Kończyna tylnia składa się z miednicy, kości udowej, piszczelowej i strzałkowej oraz kości stępu, śródstopia i palców stopy, jak również z trzeszczki mięśnia brzuchatego łydki i rzepki. Miednica jest dobrze rozwinięta, osadzona skośnie. Uda silne i długie, z miednicą tworzą kąt prosty. Podudzie, także jest ustawione pod kątem prostym względem uda. Śródstopie długie i nieco wygięte ku przodowi. Łapa wsparta całą podeszwą, zakończona czterema palcami z krótkimi pazurami [2].

Jest to niski pies o wydłużonej sylwetce, co powoduje, że wchodzenie po schodach nie jest proste dla tej rasy, a wręcz niezalecane. Ze względu na specyficzną budowę anatomiczną często dochodzi do wystąpienia paraliżu kończyn, a w skrajnych przypadkach do wypadnięcia dysku międzykręgowego – dyskopatii. Spowodowane jest to w wielu przypadkach częstym wskakiwaniem bądź zeskakiwania z różnych poziomów.

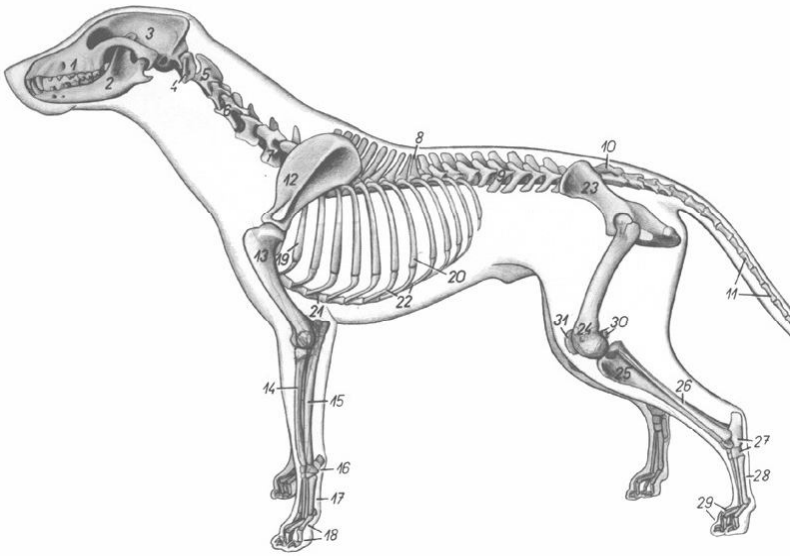
2. ANALIZA RUCHU

Analizę ruchu rozpoczęto od wyboru miejsca do nagrania filmu (wybrano schody prowadzące do Planetarium w Wojewódzkim Parku Kultury i Wypoczynku w Chorzowie).

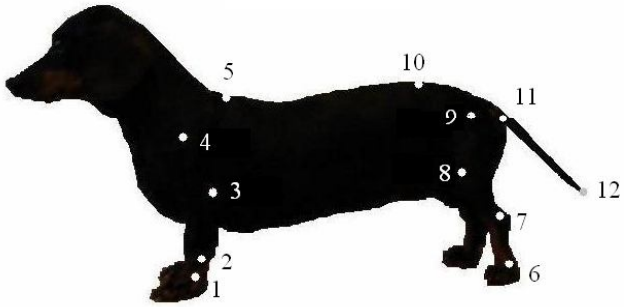
Kolejnym etapem było odpowiednie rozmieszczenie markerów na badanym obiekcie. Po nagraniu filmu został on przetworzony za pomocą programu Apas. Ze względu na dużą prędkość badanego obiektu oraz niską częstotliwość filmu (25 Hz) markery umieszczone na modelu były niewyraźne przez co zaznaczanie markerów na wszystkich klatkach filmu odbywało się ręcznie. Następnie otrzymane wyniki zostały wprowadzone do programu Matlab, w celu wygenerowania wykresów.

2.1. Rozmieszczenie markerów

Rozmieszczenie markerów zostało tak dobrane, aby jak najlepiej odzwierciedlało ruch psa. Są to głównie stawy kończyn, ale również miejsca przyczepów łopatki oraz miednicy do kręgosłupa (rys. 1,2). W badaniu uwzględniono również ruch ogona, w związku z tym umieszczono na nim dwa markery.



Rys.1. Szkielet psa: 1) szczęka, 2) żuchwa, 3) kość ciemieniowa, 4) kręg szczytowy, 5) kręg obrotowy, 6) kręg szyjny IV, 7) kręg szyjny VI, 8) kręg piersiowy X, 9) kręg lędźwiowy III, 10) kość krzyżowa, 11) kręgi ogonowe, 12) łopatka, 13) kość ramienna, 14) kość promieniowa, 15) kość łokciowa, 16) kości nadgarstka, 17) kości śródręcza, 18) paliczki, 19) żebro II, 20) żebro VIII, 21) mostek, 22) chrząstki żebrowe, 23) miednica, 24) kość udowa, 25) kość piszczelowa, 26) kość strzałkowa, 27) kości stępu, 28) kości śródstopia, 29) paliczki stopy, 30) trzeszczki mięśnia brzuchatego łydki, 31) rzepka [3]



Rys.2. Rozmieszczenie markerów: 1) początek paliczków, 2) nadgarstek, 3) staw łokciowy, 4) staw barkowy, 5) miejsce połączenia łopatki z kręgosłupem, 6) początek paliczków stopy, 7) staw skokowy, 8) staw kolanowy, 9) staw biodrowy, 10) miejsce połączenia miednicy z kręgosłupem, 11) początek kręgów ogonowych, 12) koniec kręgów ogonowych

2.2. Założenia

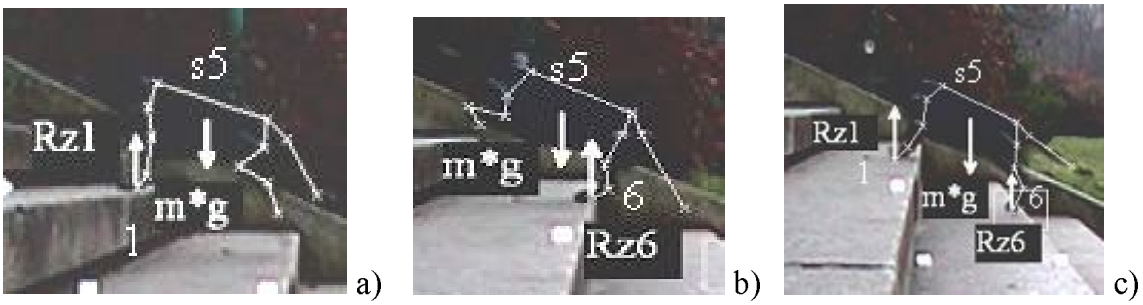
Ruch psa został traktowany jako ruch płaski odbywający się w płaszczyźnie prostopadłej do powierzchni schodów.

Ciało psa podzielono na 11 elementów: od paliczków do stawu nadgarstkowego, od stawu nadgarstkowego do stawu łokciowego, od stawu łokciowego do stawu barkowego, od stawu barkowego do kręgosłupa, od paliczków stopy do stawu skokowego, od stawu skokowego do stawu kolanowego, od stawu kolanowego do stawu biodrowego, od stawu biodrowego do kręgosłupa, odcinek kręgosłupa pomiędzy łopatką a miednicą, odcinek pomiędzy miednicą a kręgami ogonowymi, kręgi ogonowe (rys.2).

Elementy modelu traktowane są jako jednorodne walce, a środki mas znajdują się w połowie długości poszczególnych elementów. Przyjęto również, że masy poszczególnych elementów są niewielkie w porównaniu do masy tułowia.

2.3. Wyznaczanie reakcji podporowych oraz momentów

Korzystając z równań równowagi dla układu płaskiego [1] możemy wyliczyć reakcje podporowe, a dalej reakcje i momenty w kolejnych punktach. Analizując ruch psa wchodzącego po schodach możemy zauważyć, że musimy rozpatrzyć cztery przypadki, gdy pies opiera się na przednich i tylnich łapach, tylko na przednich łapach, tylko na tylnich łapach, bądź nie opiera się na żadnej z łap.



Rys.3. Rozkład sił i reakcji: a) podparcie na przedniej łapie, b) podparcie na tylnej łapie, c) podparcie na obu łapach

Reakcje podporowe:

- dla podparcia tylko na przedniej łapie reakcje wynoszą:

$$Rz1 = mg, \quad (1)$$
$$Rz6 = 0, \quad (2)$$

- dla podparcia tylko na tylniej łapie reakcje wynoszą:

$$Rz6 = mg, \quad (3)$$
$$Rz1 = 0, \quad (4)$$

- dla podparcia na obu łapach reakcje wynoszą:

$$Rz6 = (mg (x_1 - xs_5))/ (x_1 - x_6), \quad (5)$$
$$Rz1 = mg - Rz6, \quad (6)$$

– dla przypadku, gdy pies nie opiera się na żadnej z łap wartości reakcji Rz1 i Rz6 wynoszą zero.

gdzie:
m – masa psa (8 kg),
g – przyśpieszenie ziemskie,
x – współrzędna x rejestrowanych punktów,
xs – współrzędna x środka masy,
Rz – reakcje.

Wyznaczanie momentów:

– dla pierwszego odcinka łapy przedniej

$$Rz2 = -m_a g + Rz1, \quad (7)$$

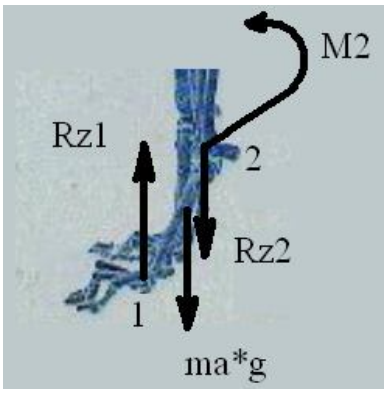
$$M2 = m_a g\,(\,xs_1 - x_1\,) + Rz2\,(\,x_2 - x_1\,), \quad (8)$$

– dla pierwszego odcinka łapy tylniej

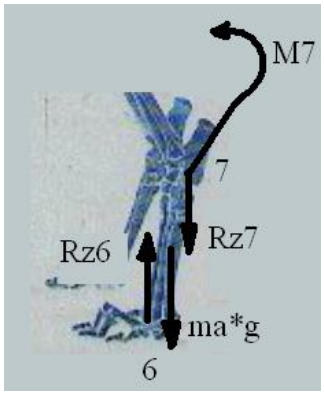
$$Rz7 = -m_a g + Rz6, \quad (9)$$

$$M7 = m_a g\,(\,xs_6 - x_6\,) + Rz7\,(\,x_7 - x_6\,), \quad (10)$$

gdzie:
m_a – masa poszczególnych odcinków (założono 0,1 kg).



a)

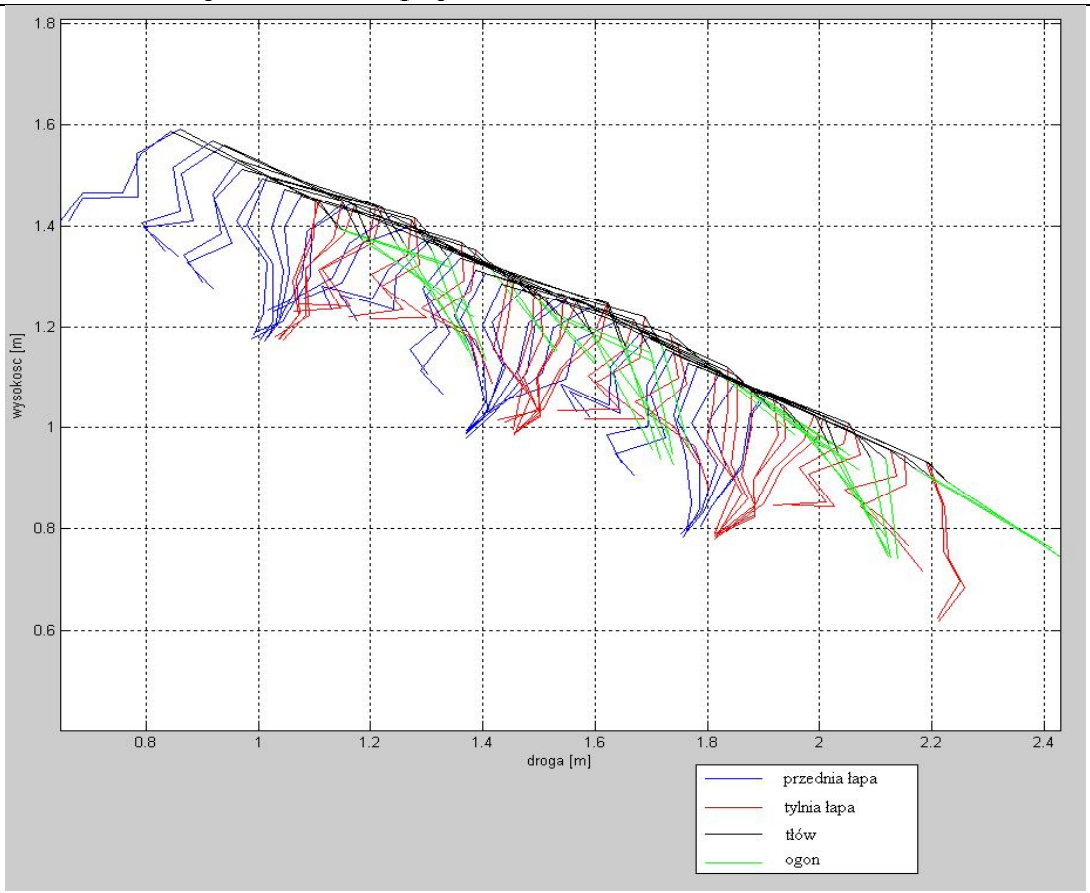


b)

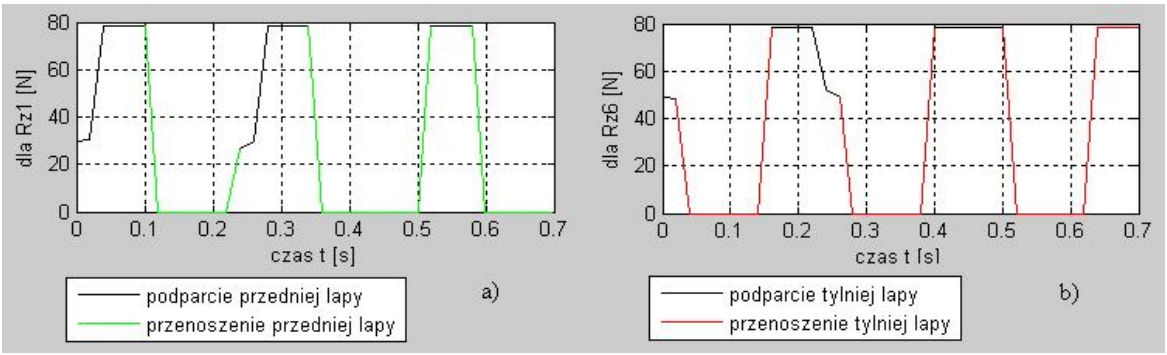
Rys.4. Rozkład reakcji i momentów dla pierwszego odcinka: a) łapy przedniej b) łapy tylniej

3. WYNIKI OBLICZEŃ

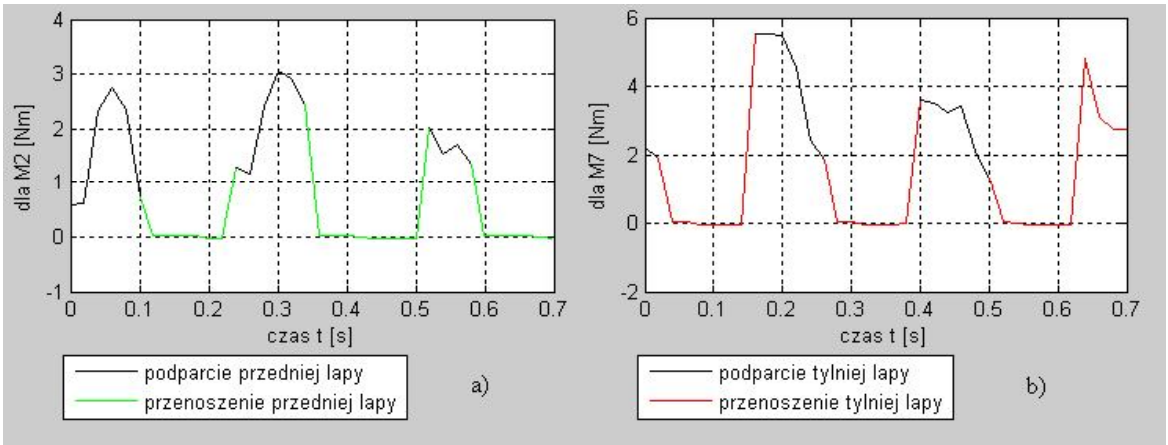
Na podstawie badań oraz obliczeń uzyskujemy wykresy kinematyki ruchu psa (rys.5), reakcji podporowych (rys.6), a także momentów (rys.7). Wykresy zamieszczono poniżej.



Rys. 5. Kinematyka ruchu psa wchodzącego po schodach



Rys.6. Wykresy reakcji podporowych a) dla łapy przedniej b) dla łapy tylniej



Rys.7. Wykres momentów a) dla łapy przedniej b) dla łapy tylniej

3. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW

Wykresy przemieszczenia pokazują schemat w jaki sposób pies wchodzi po schodach:

- przednia łapa po uniesieniu zostaje zgięta w łokciu i nadgarstku przeniesiona maksymalnie do przodu, a w momencie opuszczania dochodzi do prostowana łokcia i nadgarstka,
- tylnia łapa zachowuje się podobnie jak kończyna dolna człowieka w momencie odrywania od podłoża dochodzi do prostowania stopy następnie przeniesienie do przodu i jednoczesne ugięcie stopy, różnica występuje jedynie przy postawieniu stopy na podłożu gdyż pies chodzi na palcach a nie na całej stopie,
- ogon pomaga przy wchodzeniu na schody zmieniając swoje położenie w momencie przemieszczania tylnej łapy do przodu ogon wędruje w dół a następnie wraca do pozycji wyjściowej.

Wyniki mogą być niedokładne ze względu na ręczne zaznaczanie markerów na filmie.

Reakcje „początkowe" osiągają naprzemienne wartości od 0 do niespełna 80 N. Pozostałe reakcje pomijając pierwszy odcinek przedniej i tylniej łapy przebiegają podobnie osiągając najwyższą, a następnie najniższą wartość.

Wartości momentów przedniej i tylniej łapy różnią się, na tylniej łapie są wyższe. Wszystkie wartości momentów rosną w kierunku kręgosłupa. Różnica pomiędzy momentami nie jest spowodowana wartościami reakcji lecz budowa anatomiczną psa (tylnia łapa jest dłuższa co daje dłuższe ramie na którym działa siła).

LITERATURA

[1] Leyko J.: Mechanika ogólna, Warszawa: PWN, 2002.
[2] Smyczyński L.: Psy rasy i wychowanie, Warszawa: Państwowe Wydawnictwo Rolnicze i Leśne, 1983
[3] http://www.naszeuroczysko.pl/anatomia.html

MODELLING OF DOG'S MOTION GOING UP THE STAIRS

Summary. The aim of this work was to process a mathematical model of motion the dog witch entering on stairs. In the numerical calculations used kinematics curse of motion the dog obtained in the APASA. On the need to work developed on a computer program in MATLAB environment.

Michalina BŁAŻKIEWICZ, AWF i IPPT PAN, Warszawa

PORÓWNANIE PRZYŚPIESZEŃ NA POZIOMIE KRĘGÓW L5/S1 W RÓŻNYCH POZYCJACH JAZDY NA ROWERZE STACJONARNYM

Streszczenie. W ostatniej dekadzie można zauważyć coraz większe zainteresowanie akcelerometrią, jako jedną z metod oceny techniki ruchu człowieka. Akcelerometry pozwalają na pomiar przyśpieszenia poszczególnych segmentów oraz całego ciała. Spinning jest jedną z form rekreacji ruchowej, stanowiącej oryginalny program kolarstwa halowego i jest skierowany do ludzi w każdym wieku. Zajęcia polegają na pedałowaniu na stacjonarnym cykloergometrze w takt muzyki, gdzie każdy z uczestników indywidualnie reguluje wartość obciążenia. Problemem jest optymalny dobór obciążenia zewnętrznego i zachowanie odpowiedniej pozycji podczas jazdy. Z tego powodu w niniejszej pracy podjęto próbę wykorzystania pomiaru przyśpieszeń do charakterystyki różnych pozycji jazdy oraz wartości obciążeń działających na człowieka podczas spinningu.

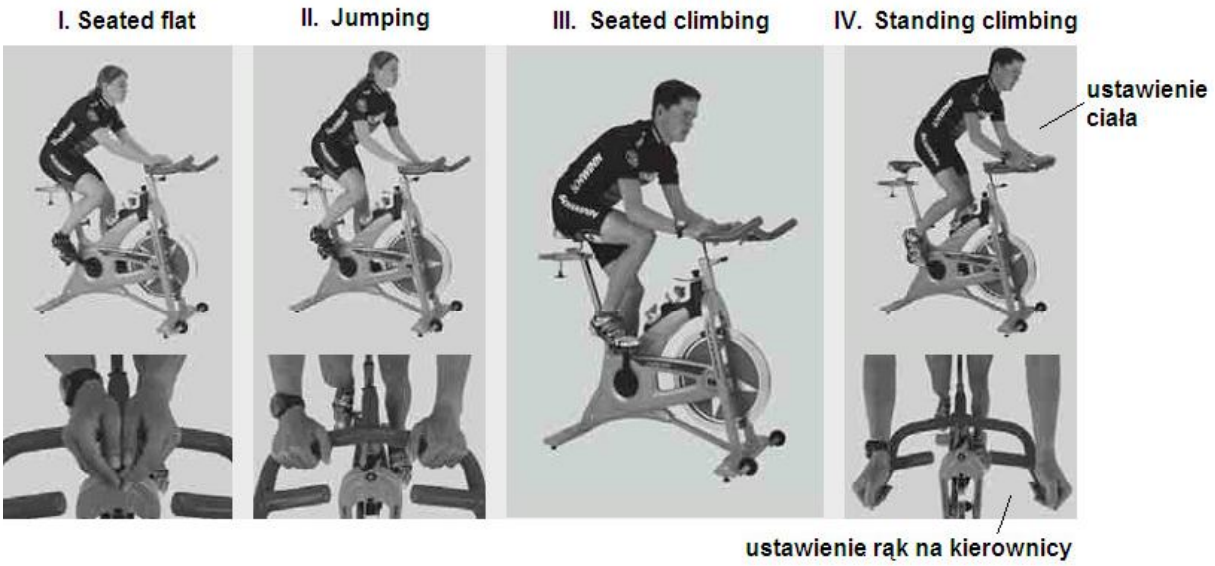
1. WSTĘP

Najbardziej popularnym sposobem pomiaru ruchu człowieka jest video rejestracja. Niestety jest to metoda bardzo kosztowna, umożliwiająca pomiar praktycznie tylko w warunkach laboratoryjnych. Akcelerometr może być z powodzeniem wykorzystywany poza laboratorium i w połączeniu z innymi urządzeniami może dać niewiele gorsze rezultaty niż kinematografia. Celem tej pracy była analiza przyśpieszeń na poziomie odcinka L5/S1 niektórych pozycji używanych przez instruktorów podczas zajęć spinningu.

2. OPIS ANALIZOWANYCH POZYCJI SPINNIGOWYCH

W zależności od rytmu muzyki i intensywności treningu w spinningu wyróżnia się między innymi następujące pozycje (rys 1) [1], [2]:

I. Seated flat – pozycja podstawowa - odpowiednia dla każdego rytmu i intensywności.
II. Jumping – pedałowanie w wyprostowanej pozycji stojącej. Pośladki nie dotykają siodełka, ale cały czas znajdują się bezpośrednio nad nim.
III. Seated climbing – pozycja stosowana do jazdy ze średnim obciążeniem. Osoba siedzi na siodełku w tzw. pozycji odsuniętej, tzn. miednica leży na siodełku, a tułów jest pochylony mocno do przodu.
IV. Standing climbing - technika stosowana zazwyczaj do jazdy z dużym obciążeniem. Całe ciało jest podniesione do góry, mocno pochylone do przodu.

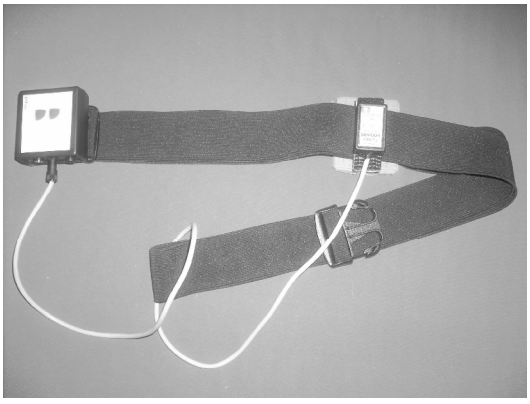


Rys. 1. Poszczególne pozycje spinningowe (ustawienie ciała i rąk) [3]

3. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

W badaniach wzięło udział 8 osób o różnym stopniu zaawansowania. Wszystkie osoby przystąpiły do pomiarów bezpośrednio po godzinnych zajęciach spinningu. Do pomiaru wykorzystano rowery firmy SCHWINN (rys 3) i Zestaw Pomiarowy Przyśpieszeń Zb. Staniaka (rys 2). Ustawienie rowerów odbyło się według następujących zasad:

- stojąc bokiem do roweru, wysokość siodełka została ustawiona na wysokości kolca biodrowego przedniego górnego
- kierownica ustawiona na wysokości siodełka
- odległość siodełka od kierownicy ustalona na podstawie długości przedramienia razem z otwartą dłonią



Rys. 2. Zestaw Pomiarowy Przyśpieszeń Zb. Staniaka

Rys. 3. Rower firmy SCHWINN

Akcelerometr został umieszczony w wysokości kręgów L5/S1 w ten sposób, aby składowa pionowa przyśpieszenia była prostopadła do podłoża w momencie, gdy osoba badana siedziała na siodełku z kończynami górnymi wzdłuż ciała. Częstotliwość rejestracji wynosiła 50Hz.

Każdy z badanych wykonywał po 8 cykli pedałowania kolejno w pozycjach I, II, III i IV omówionych w rozdziale 1. Pedałowanie odbywało w rytm muzyki (tempo 148BPM[1]). Obciążenie każdy dobierał indywidualnie, poprzez zaciskanie ostrego koła zamachowego.

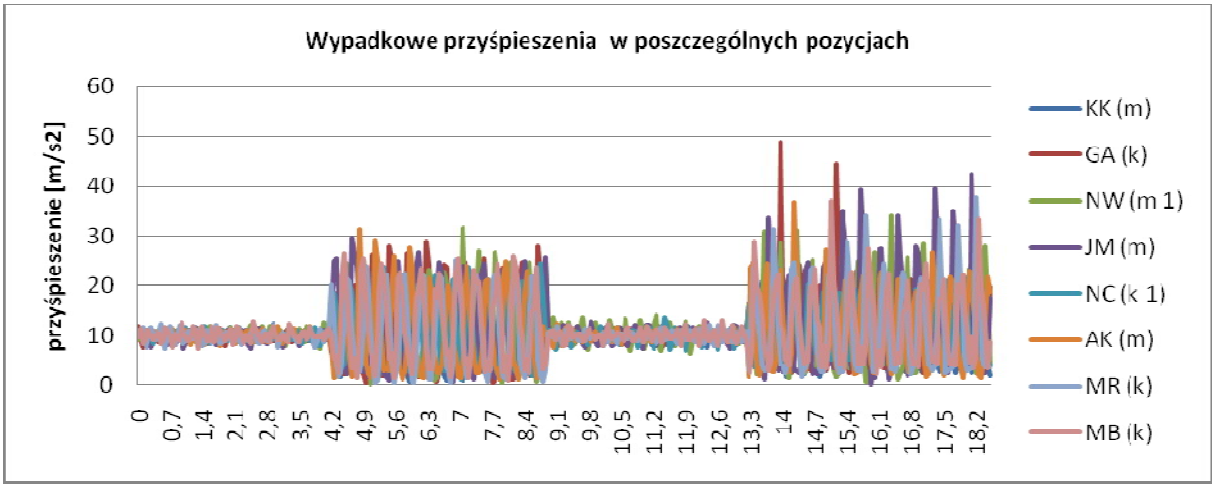
4. WYNIKI I ANALIZA

Podczas pomiaru pozycje badanych zmieniały się, co powodowało zmianę ustawienia układu współrzędnych akcelerometru. Bezpośrednie porównywanie składowych przyśpieszenia byłoby nie miarodajne, zatem zdecydowano się porównać wypadkowe przyśpieszenia.
W tabeli poniżej zostały umieszczone skrajne wartości wypadkowych przyśpieszeń w poszczególnych pozycjach uzyskane w grupie badanych osób.

Tabela 1 Wartości wypadkowych wartości przyśpieszeń w poszczególnych pozycjach

Seated flat	Seated flat	Jumping	Jumping	Seated climbing	Seated climbing	Standing climbing	Standing climbing
Min [m/s^2]	Max [m/s^2]	Min [m/s^2]	Max [m/s^2]	Min [m/s^2]	Max [m/s^2]	Min [m/s^2]	Max [m/s^2]
7,30	12,79	0,25	31,45	6,53	16,59	0,24	48,84

Z analizy tabelki wynika, że najmniejsze zmiany przyśpieszeń występują w pozycjach siedzących (Seated Flat, Seated climbing). Największy rozrzut przyśpieszeń można zauważyć w pozycjach stojących, kolejno Jumping i Standing Climbing.



Rys. 4. Wyskres przyśpieszeń w poszczególnych pozycjach badanych osób, gdzie m – mężczyzna; k – kobieta; m1, k1 – mężczyzna, kobieta perwszy raz na zajęciach

Analizując powyższy wykres można zauważyć jak osoby trenujące spinning przechodzą z małych przyśpieszeń, kształtujących się na poziomie 9,83m/s^2 (pozycje siedzące) do przyśpieszeń 40 m/s^2 (pozycje stojące). Oczywiście może to powodować bardzo duże przeciążenia układu ruchu, gdyż w czasie zajęć bardzo często dochodzi do zmian pozycji ciała.

[1] BPM (Beats Per Minute) – miara uderzeń na minutę, jednostka określająca tempo utworu muzycznego

Zajęcia spinningu są dużo bardziej wymagające niż zwykła jazda na rowerze, wynika to przede wszystkim z konstrukcji rowerów Spinner®. Posiadają one ostre koło, co powoduje, że nie mają tzw. wolnobiegu. Jazda na takim rowerze wyrabia nawyk ciągłego pedałowania oraz przyzwyczaja do jazdy z obciążeniem.

Na podstawie analizy przyśpieszeń, a zarazem na podstawie wynikających z nich prędkości można wnioskować, że im większe przyśpieszenia, tym większy koszt energetyczny danej pozycji. Zgadzało by się to z powszechną opinią panującą wśród instruktorów oraz z następującymi pozycjami literaturowymi [3], [4].

Zatem na tej podstawie można wnioskować, że następuje bardzo duża zmiana w ilości zużywanej energii w pozycjach stojących w porównaniu z pozycjami siedzącymi. Jeżeli jeszcze uczestnicy aplikują duże opory zewnętrzne w pozycjach jumping lub standing climbing, wtedy można się spodziewać, że układ ruchu jest narażone na duże przeciążenia, dlatego też te pozycje powinny być stosowane dla grup zaawansowanych, które nie mają problemów z prawidłowym ustawieniem pozycji i odciążenia.

LITERATURA

[1] Faria, E. W., Parker D. L., et al. The science of cycling: factors affecting performance – part 2. Sports Med 35(4), 2005: 313-37.

[2] Faria, E. W., Parker D. L., et al. The science of cycling: physiology and training – part 1." Sports Med 35(4), 2005: 285-312.

[3] Müller J., Keim V. Pedalare al ritmo di musica. La rivista di educazione fisica e sport 1/03, str 45-47.

[4] Persico L. Valutazione metabolica delle posizioni di spinning. Praca magisterska Università degli studi di Roma, 2004/2005.

A COMPARISON OF ACCELERATION IN DIFFERENT BODY POSITION DURING SPINNING

Summary. Accelerometry offers a practical and low cost method of objectively monitoring human movements, and has particular applicability to the monitoring of free-living subjects. The main objective of the paper is comparsion of acceleration in four different body position during spinning.

Stefan BUĆKO, **Krzysztof FORMA**, **Maciej HERDZINA**, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

SYSTEM SZYBKIEJ NUMERYCZNEJ ANALIZY PODATNOŚCI WYBRANYCH UKŁADÓW APARATU ILIZAROWA

Streszczenie. W pracy przedstawiono nakładkę do programu ANSYS umożliwiającą prowadzenie szybkich obliczeń jak również optymalizację wybranych układów aparatu Ilizarowa. Praca przedstawia praktyczną realizację idei budowy pakietu obliczeniowego pozwalającego na szybki montaż modelu obliczeniowego układu aparatu Ilizarowa z zespołu przygotowanych, szeroko stosowanych elementów, bazując na dwóch pierścieniach. Aplikacja prowadzi użytkownika przy tworzeniu modelu obliczeniowego aparatu, pozwalając wybrać oczekiwaną opcję oraz zapewnia uzyskanie wyniku – podatności układu w czasie kilku sekund.

1. WPROWADZENIE

Metoda Ilizarowa wykorzystuje odkrytą przez niego zasadę, tzw. „prawo naprężeń--nacisków" rządzące gotowością żywych tkanek do tworzenia regeneratu kostnego w procesie wydłużania kończyn, leczenia skomplikowanych złamań oraz pozornych stawów. Stymulacja procesu osteogenezy wymaga stabilizacji kierunku przemieszczeń odłamów kostnych oraz ich powolnego rozciągania przy zapewnieniu mikroruchów w określonym przedziale wartości. Leczenie metodą Ilizarowa wymaga stosowania specjalnego aparatu zwanego aparatem bądź stabilizatorem Ilizarowa zakładanego na zewnątrz kończyny, który przejmuje ciężar pacjenta, a równocześnie zapewnia spełnienie wymienionych wyżej optymalnych warunków leczenia. Aparat Ilizarowa budowany jest z elementów konstrukcyjnych, takich jak pierścienie, teleskopy, wsporniki i uchwyty oraz druty Kirschnera i grotowkręty Schanza.

Konstrukcja stabilizatora jest przygotowywana dla każdego pacjenta indywidualnie, z uwzględnieniem budowy mięśni, przebiegu ścięgien, nerwów, naczyń krwionośnych oraz innych anatomicznych czynników. Dla prawidłowego przebiegu procesu osteogenezy konieczne jest zapewnienie odpowiedniej dla danego pacjenta podatności aparatu Ilizarowa.

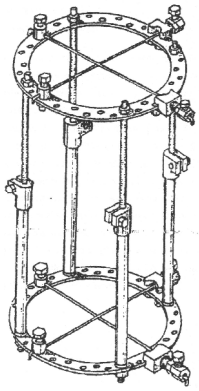
Popularność oraz efektywność metody wiąże się z zapotrzebowaniem na narzędzie do kontroli oraz prognozowania zarówno wstępnych naprężeń, jak i podatności układu. Intuicyjna obsługa takiego narzędzia powinna umożliwić szerokie stosowanie w praktyce klinicznej, a niezbędny czas modelowania aparatu oraz wykonania obliczeń powinien być możliwie najkrótszy.

Celem prezentowanej pracy jest wykazanie możliwości stworzenia aplikacji zapewniającej analizę podatności dowolnej konfiguracji aparatu Ilizarowa bazującej na „bibliotece" modeli elementów wchodzących w skład struktury aparatu. Powyższą ideę zrealizowano przykładowo dla konfiguracji bazującej na dwóch pełnych pierścieniach i dowolnym, zadanym przez użytkownika schemacie rozłożenia drutów Kirschnera oraz grotowkrętów Schanza. Opracowany program pozwala, dla dowolnego układu aparatu Ilizarowa w przytoczonym schemacie, oszacować w bardzo krótkim czasie podatność i osiowe przemieszczenia w zależności od masy pacjenta. Uproszczony tryb tworzenia modelu

obliczeniowego MES i zaledwie kilkusekundowy czas obliczeń zapewniają możliwość stosowania programu do uzyskania wyników, a także ich optymalizacji nawet w trakcie zabiegu operacyjnego.

2. SCHEMAT KONSTRUKCYJNY APARATU ILIZAROWA

Stabilizator Ilizarowa składa się z minimum dwóch pierścieni, które łączy się z teleskopami za pomocą złącz śrubowych. Do połączenia pierścieni z odłamami kostnymi stosuje się druty Kirschnera lub grotowkręty Schanza, które mocuje się do pierścieni za pomocą specjalnych wsporników oraz śrub. W niektórych przypadkach, ze względu na skomplikowaną topologię nerwów, ścięgien lub naczyń krwionośnych stosuje się półpierścienie oraz łuki.



Rys. 1. Schemat konstrukcyjny aparatu Ilizarowa

Pierścienie montuje się powyżej i poniżej miejsca złamania lub przecięcia. Umożliwiają one korekcję osi mechanicznej kończyny poprzez współosiowe ustawienie dwóch odłamów kostnych. Wielkość pierścienia dobiera się indywidualnie do potrzeb i wymiarów kończyn pacjenta. Podstawowymi materiałami, z których wykonuje się elementy pierścieniowe, są stal, aluminium, duraluminium, żywica epoksydowa oraz włókna węglowe. Elementy łączeniowe, czyli druty Kirschnera i grotowkręty Schanza wykonuje się głównie ze stali austenitycznej, a ich grubość waha się w przedziałach 1,5 ÷ 2,0 [mm] dla drutów oraz 5 ÷ 6 [mm] dla grotowkrętów. Dzięki zastosowaniu teleskopów możliwe jest precyzyjne sterowanie procesem wydłużania kończyny.

3. PRZYJĘTY MODEL OBLICZENIOWY

Pokazany na rysunku 1 prosty schemat aparatu Ilizarowa wskazuje na występowanie w nim kilku rodzajów elementów konstrukcyjnych, których modelowanie, a szczególnie łączenia w modelu MES jest zadaniem dość czasochłonnym. W schemacie konstrukcyjnym występują elementy płytowe – pierścienie i uchwyty z otworami – oraz elementy belkowe – teleskopy, druty Kirschnera i grotowkręty Schanza. Różnorodność elementów oraz sposoby ich połączeń znacznie utrudniają zastosowanie automatycznego generatora siatki elementów. W niniejszej pracy zdecydowano się na budowę modelu obliczeniowego MES bazującego wyłącznie na elementach belkowych. Elementami aparatu odbiegającymi od modelu belki są uchwyty, których wpływ na podatność jest niewielki, oraz pierścienie stanowiące ważny element konstrukcji aparatu i jego podatności. Konieczne jest zatem opracowanie metody modelowania pierścienia za pomocą elementów belkowych tak, aby uzyskać możliwie dokładne odwzorowanie jego sztywności giętnej i skrętnej.

3.1. Modelowanie pierścienia

Przyjęty do analizy pierścień wykonany jest ze stali austenitycznej (rys.2). Średnica zewnętrzna pierścienia wynosi D=190[mm], a przekrój ma wymiary 15[mm] x 5[mm]. Pierścień posiada 44 otwory o średnicy 7[mm] każdy.

Zgodnie z przytoczoną wyżej koncepcją modelowania elementów stabilizatora Ilizarowa pierścień rzeczywisty jest modelowany w systemie ANSYS przy użyciu elementów belkowych BEAM4. rozłożonych na średnicy 175[mm]. Punktami bazowymi elementów belkowych są środki otworów, czyli miejsca, w których możliwe jest mocowanie teleskopów, drutów Kirschnera lub grotowkrętów Schanza.

Przekrój elementów belkowych dobrano tak, aby zapewnić równość sztywności rozciągania, sztywności zginania w dwóch płaszczyznach i sztywności skręcania pierścienia rzeczywistego oraz belkowego modelu obliczeniowego.

3.2. Weryfikacja modelu

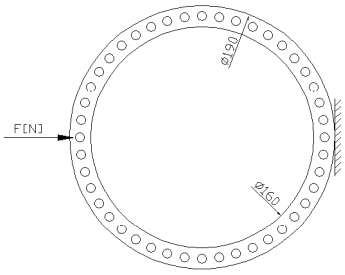
W ramach weryfikacji zastępczego modelu pierścienia wykonano obliczenia MES dla trójwymiarowego modelu pierścienia (program SolidWorks) oraz dla zastępczego modelu belkowego według dwóch schematów obciążenia. Schematy obciążenia oznaczone jako 1 i 2 dobrano tak, aby sprawdzić zgodność sztywności giętnych w dwóch płaszczyznach oraz sztywności skrętnej; w obu modelach zachowano równość pola przekroju. Oba schematy obciążenia modeli przedstawiono na rysunku 2, gdzie pokazano również konstrukcję i wymiary pierścienia rzeczywistego. Obliczenia wykonano dla czterech wartości siły obciążającej F, a wyniki obliczeń w postaci przemieszczeń odpowiadających sobie punktów obu modeli zestawiono w tablicy I, gdzie pod hasłem ANSYS podano wyniki dla modelu belkowego, a pod hasłem SolidWorks wyniki dla pierścienia rzeczywistego (dla modelu 3D podano średnią wartość przemieszczenia na obwodzie otworu).

Tabela 1 Zestawienie przemieszczeń obu modeli dla schematów obciążenia 1 i 2

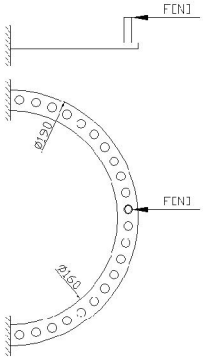
Siła $[N]$	Schemat 1			Schemat 2		
	ANSYS: $uz[mm]$	SolidWorks $uz[mm]$	Stosunek [%]	ANSYS: $uz[mm]$	SolidWorks: $uz[mm]$	Stosunek [%]
500	0,21	0,22	95,5	1,62	1,70	105,1
750	0,32	0,33	95,6	1,74	1,75	100,7
1000	0,42	0,44	95,6	2,60	2,55	97,9
1250	0,53	0,55	95,7	3,35	3,18	94,9

Różnice wartości przemieszczeń obu analizowanych modeli nie przekraczają 5%, co uzasadnia uznanie modelu zastępczego za wystarczająco poprawny dla szacowania podatności aparatu Ilizarowa.

Weryfikacja obliczeniowa wykazała, że zmiana momentu bezwładności przekroju modelu zastępczego o 5% wywołuje zmianę podatności rozpatrywanego układu aparatu Ilizarowa o ok. 1%, co uzasadnia akceptację zastępczego modelu obliczeniowego pierścienia.

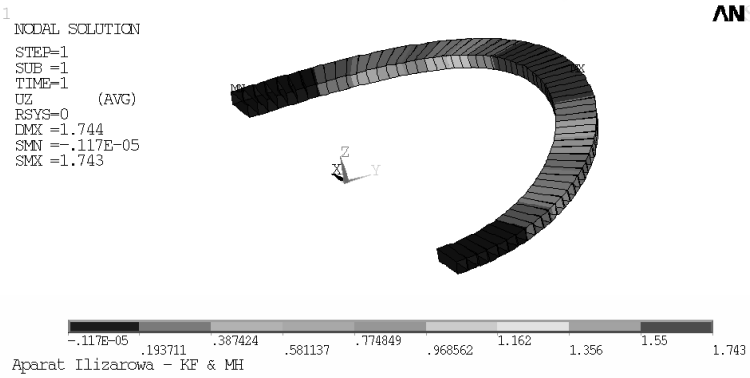


Rys. 2. Sposób przyłożenia obciążenia wg schematu 1

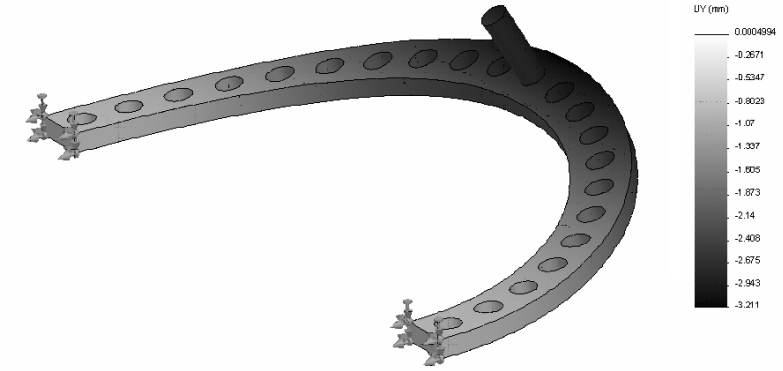


Rys. 3. Sposób przyłożenia obciążenia wg schematu 2

Na rysunkach 4 i 5 pokazano mapy przemieszczeń dla schamtu obciążenia 2 w modelu belkowym (ANSYS) i modelu 3D (SolidWorks).



Rys. 4. Przemieszczenia pod wpływem obciążenia wg schematu 2 wyznaczone w programie ANSYS



Rys. 5. Przemieszczenia pod wpływem obciążenia wg schematu 2 wyznaczone w programie SolidWorks

3.3. Napięcie wstępne drutów Kirschnera

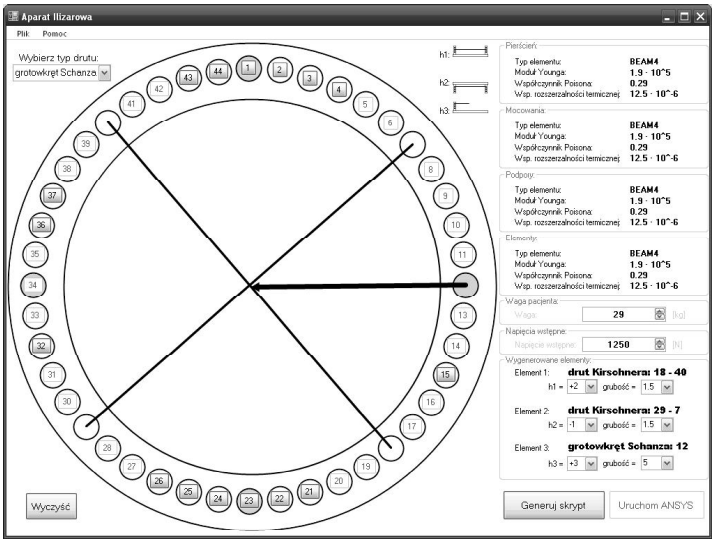
Ważnym czynnikiem, wpływającym na podatność aparatu Ilizarowa, jest naprężenie wstępne w drutach Kirschnera. W ten sposób można uzyskać optymalną, ze względu na przebieg leczenia, podatność aparatu. Napięcia wstępne w prezentowanej aplikacji realizowane są przez odpowiednią zmianę temperatury drutów zapewniającą uzyskanie założonej siły. Zadanie naprężeń wstępnych za pomocą temperatury nie ma wpływu na wynik analizy układu tak długo, jak nie jest ona analizą termiczną.

4. APLIKACJA

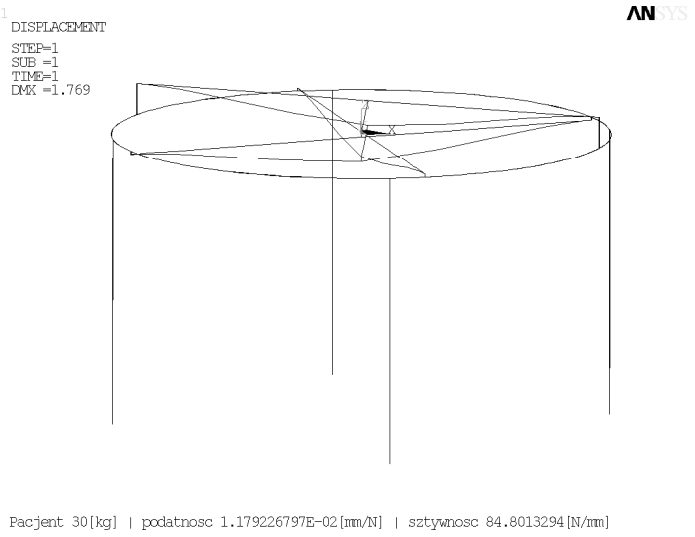
Korzystając z faktu, że ANSYS posiada możliwość wczytania gotowych modeli z plików wsadowych napisanych w języku skryptowym APDL (ANSYS Parametric Design Language), stworzona została aplikacja „Aparat Ilizarowa", generująca skrypt dla dowolnego przypadku, graficznie zaprojektowanego przez użytkownika. Program w założeniu miałby być pomocnym narzędziem dla chirurgów ortopedów, którzy poprzez czytelny i prosty interfejs graficzny mogliby rozważać dowolną konfigurację aparatu Ilizarowa bez znajomości metody elementów skończonych oraz pakietu obliczeniowego ANSYS. Istotą aplikacji jest też to, że wartości podatności aparatu otrzymywane są bardzo szybko, co umożliwia korektę konstrukcji w trakcie zabiegu operacyjnego. Efektem działania aplikacji jest plik tekstowy

z kodem APDL, który należy wczytać i wykonać w programie ANSYS. Wyniki obliczeń prezentuje postprocesor ANSYSa.

Aplikacja stworzona została w języku C#. Program posiada przejrzysty interfejs graficzny, w którym użytkownik, w sposób intuicyjny, może zamodelować dowolne rozmieszczenie na pierścieniu drutów Kirschnera i grotowkrętów Schanza. Łączna liczba elementów mocowanych na pierścieniu (zarówno drutów, jak i grotokwkrętów) ustalona została na 3. Dodatkowo założono, że elementy powinny być względem siebie obrócone o kąty > 30°.



Rys. 5. Przykładowe okno aplikacji



Rys. 6. Przykładowy otrzymany wynik

Aby zamodelować układ, użytkownik powinien w pierwszym kroku wybrać typ drutu z odpowiedniego pola wyboru, znajdującego się w lewym górnym rogu okna aplikacji. W przypadku wybrania drutu Kirschnera, należy wskazać, poprzez kliknięcie, pierwszy otwór, w którym będzie mocowany drut. Później aplikacja pokaże tylko 3 otwory, w których istnieje możliwość mocowania drugiego końca drutu, leżące po przeciwnej stronie pierścienia. Po wskazaniu drugiego otworu zostanie narysowana linia łącząca dwa wybrane otwory, symbolizująca drut Kirschnera.

W przypadku wybrania przez użytkownika grotowkrętu Schanza, należy wskazać tylko jeden otwór. Aplikacja narysuje grubszą linię, łączącą wybrany otwór ze środkiem pierścienia, zakończoną grotem, symbolizującą modelowany grotowkręt.

Dla każdego elementu, po prawej stronie u dołu ekranu, wyświetla się informacja o jego typie i numerach otworu/otworów, w których jest mocowany. Ponadto pojawiają się pola wyboru wysokości mocowania oraz grubości elementu. Po wybraniu wysokości, na ekranie aplikacji w prawym górnym rogu, pojawia się wizualizacja mocowania deklarowanej części.

W przypadku pomyłki użytkownik przyciskiem „Wyczyść”, znajdującym się w lewym dolnym rogu okna aplikacji, usunie wszystkie utworzone elementy na pierścieniu.

Zaprojektowany interfejs poprzez odpowiedni panel pozwala użytkownikowi wybrać również masę pacjenta z zakresu 15 ÷ 35 kg ze skokiem 1kg. Wartość ta przeliczana będzie

na siłę obciążającą układ aparatu Ilizarowa. Poprzez podobny panel deklarowane jest napięcie wstępne, którego wartość wybierać można w przedziale 0 ÷ 1500 N ze skokiem 250 N.

Po utworzeniu gotowego modelu i ustawieniu wszystkich zmiennych użytkownik powinien kliknąć w przycisk 'Generuj skrypt'. Utworzony zostaje pliku tekstowego o nazwie '*_skrypt.txt*' w katalogu aplikacji, z kodem APDL. Dodatkowo odblokowany zostanie przycisk 'Uruchom ANSYS', po kliknięciu którego uruchomiony zostaje pakiet ANSYS, w którym będzie można załadować wygenerowany plik wsadowy. Po załadowaniu pliku wsadowego zostanie wykonany blok *solution* pakietu obliczeniowego, dokonujący stosownych obliczeń, a wyniki zostaną zaprezentowane w postprocesorze ANSYSa.

5. WNIOSKI I KIERUNKI DALSZYCH BADAŃ

Zaprojektowana aplikacja umożliwia wykonywanie szybkich obliczeń przemieszczeń kości oraz podatności stabilizatora Ilizarowa. Prosty interfejs graficzny pozwala w łatwy sposób zaprojektować dowolny układ aparatu. Wyniki otrzymywane przy tak uproszczonym modelu, jaki został przyjęty w niniejszej pracy, nieznacznie różnią się od wyników dla modeli znacznie bardziej rozbudowanych.

W dalszych pracach aplikację tego typu można rozbudować, uwzględniając bardziej złożone schematy aparatu Ilizarowa – większą ilość pierścieni, możliwość wprowadzenia półpierścieni czy łuków, dowolny rozstaw teleskopów, itp. Idealnym rozwiązaniem byłoby wprowadzenie własnego modułu obliczeniowego metody elementów skończonych. Samodzielna aplikacja mogłaby być z powodzeniem wykorzystywana przez lekarzy ortopedów oraz inżynierów wspomagających.

Przedstawiony projekt to zaledwie prezentacja możliwości wykorzystania współczesnych technik programowania do współpracy z pakietami obliczeniowymi. Wskazane kierunki dalszego rozwoju mogą posłużyć do stworzenia w pełni funkcjonalnego oprogramowania, dającego szanse na szybkie projektowanie i analizę podatności dowolnych konfiguracji aparatów Ilizarowa, a tym samym na zwiększenie skuteczności procesu leczenia tą metodą.

LITERATURA

[1] Bućko S., Mazurkiewicz S.: Teoretyczna i doświadczalna analiza podatności aparatu Ilizarowa, Materiały XVIII Sympozjum Mechaniki Doświadczalnej Ciała Stałego Jachranka 1998.
[2] Sieńko J.: Dobór uproszczonego modelu obliczeniowego MES dla określenia sztywności aparatu Ilizarowa, praca dyplomowa, Politechnika Krakowska, 2001
[3] Forma K., Herdzina M.: System szybkiej numerycznej analizy podatności wybranych układów aparatu Ilizarowa, praca dyplomowa, Politechnika Krakowska, 2009

SYSTEM FOR FAST NUMERICAL ANALYSIS OF COMPLIANCE IN CHOSEN CONFIGURATIONS OF THE ILIZAROV APPARATUS.

Summary. This paper treats about a cooperating with ANSYS application, which enables fast analysis and optimization of chosen configurations of Ilizarov apparatus. Idea of an engineering software providing fast modeling, using common elements and basing on two rings is presented. User is carried through designing a model, choosing options and in the end getting results – compliance of the chosen configuration of Ilizarov apparatus in just a few seconds.

Agnieszka CHOJNACKA, Grzegorz MILEWSKI, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

MODEL ZĘBA PRZEDTRZONOWEGO LECZONEGO ENDODONTYCZNIE UWZGLĘDNIAJĄCY RÓŻNE KLASY UBYTKÓW KORONY

Streszczenie. W pracy przedstawiono „uniwersalny" numeryczny model zęba przedtrzonowego leczonego endodontycznie z wykorzystaniem wkładów koronowo-korzeniowych. Trójwymiarowy model bryłowy powstał w wyniku procesu digitalizacji rzeczywistego obiektu poprzez konwersję chmury kartezjańskich współrzędnych w programie CAD CATIA. Wszechstronność modelu umożliwia analizę numeryczną metodą elementów skończonych odbudowy korony zęba dla różnych klas ubytków.
.

1. WSTĘP

Schorzenia endodontyczne są zasadniczym powodem bólu zębów, zarówno tych bardzo silnych, jak i tych przewlekłych, ćmiących, ciągnących się tygodniami i miesiącami. Powodem jest infekcja miazgi zębowej nazywanej potocznie nerwem. Miazga zęba to delikatna tkanka wypełniająca kanał zęba. Objętościowo nie jest jej wiele, jest jednak wyjątkowo bogato unerwiona. Jeśli ulegnie zakażeniu (zwykle przez ubytek próchniczy) powstaje obrzęk, a ponieważ jest zamknięta w nie rozciągliwej komorze zęba obrzęk ten powoduje wzrost ciśnienia, ucisk na zakończenia włókien nerwowych i silny ból. Zwykle dolegliwości te mogą być opanowane przez odpowiednie leczenie, a ząb uratowany.

Obecnie pacjenci znacznie częściej wolą zachować własne zęby aniżeli je usunąć i uzupełnić protetycznie. Z każdym rokiem endodoncja w praktykach dentystycznych ma coraz większe znaczenie, co wymusza pogłębianie wiedzy i zdobycie większych umiejętności niż te, które jeszcze kilka lat temu były wystarczające.

Do dziś rozpowszechniony pogląd, aby leczenie endodontyczne przeprowadzać w ciągu kilku wizyt z zastosowaniem wkładek antyseptycznych oraz wypełnieniem kanału (często niedostatecznie przygotowanego) pastą, jest aktualnie nie do przyjęcia. Dlatego lekarze praktycy idą w kierunku coraz lepszego mechanicznego opracowania kanałów korzeniowych oraz ich szczelnego wypełniania.

W części przypadków wystarcza wypełnienie za pomocą materiału kompozytowego. Zupełnie inaczej ma się rzecz w przypadku zębów bocznych, dla których występują duże wartości obciążeń zgryzowych towarzyszących miażdżeniu i żuciu pokarmów. Tam ryzyko zniszczenia korony zęba leczonego kanałowo wypełnionego wyłącznie materiałem kompozytowym jest bardzo duże, zwłaszcza w przypadku przedtrzonowców. Dlatego też zęby te należy wzmocnić stosując wkłady koronowo- korzeniowe, co znacznie zmniejsza ryzyko ich zniszczenia.

Nie tylko materiał, z jakiego wykonany został wkład jest ważny. Istotną rolę odgrywa także głębokość jego osadzenia w kanale, jak również liczba wkładów użytych do odbudowy. W celu określenia optymalnych wielkości tych parametrów stworzony został uniwersalny

komputerowy model zęba, w którym możliwe jest uwzględnienie wszystkich klas ubytków korony. Został on stworzony z myślą o dalszych analizach w komercyjnych programach numerycznych. Jako model wzorcowy przyjęto najsłabszy, najczęściej ulegający zniszczeniu pierwszy ząb przedtrzonowy szczęki w najczęściej występującej konfiguracji dwukorzeniowej i dwukanałowej.

2. ETAPY TWORZENIA MODELU

2.1. Generowanie chmury punktów pomiarowych

Do stworzenia modelu komputerowego wykorzystany został model fizyczny zęba przedtrzonowego wykonany z żywicy epoksydowej w skali 5:1 (rys.1a). Do automatycznego pomiaru kształtu obiektów trójwymiarowych wykorzystany został skaner 3D firmy Smarttech (rys.1b).

a) b)

Rys.1. a) Model fizyczny zęba przedtrzonowego, b) Skaner 3D firmy Smarttech

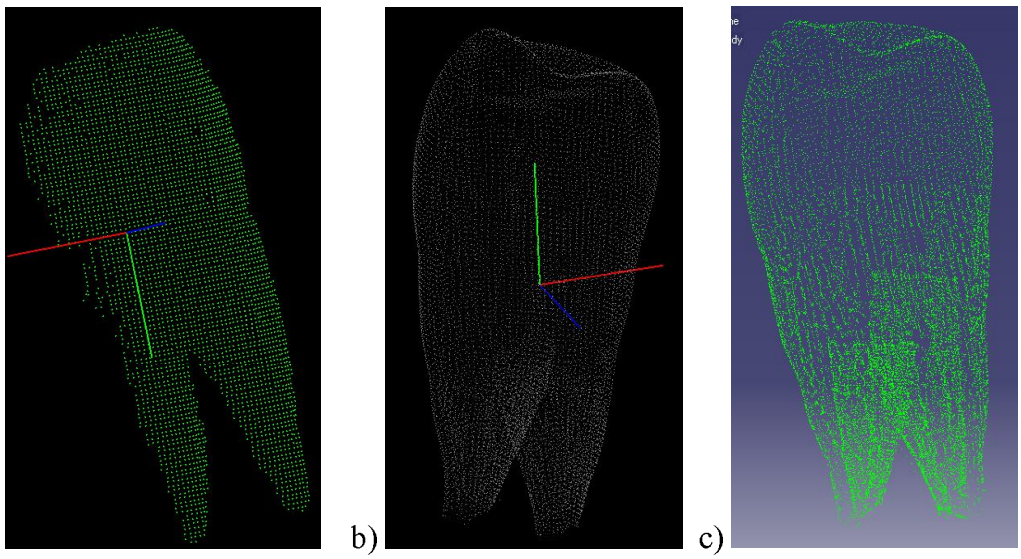
Ten optyczny system pomiarowy bazuje na projekcji prążków-izolinii oraz na rejestracji obrazu poprzez fotograficzny aparat cyfrowy . W systemie tym współrzędne obiektu (x,y,z) wyznacza się poprzez przeskalowanie map fazowych obliczonych poprzez analizę zdeformowanych obrazów prążkowych. W przypadku Skanera 3D firmy Smarttech wykorzystane jest strukturalne światło białe. Algorytmy łączenia danych pobranych z wielu kierunków dają możliwość otrzymania trójwymiarowej reprezentacji powierzchni obiektu badanego w postaci chmury punktów scharakteryzowanych kartezjańskimi współrzędnymi (x,y,z).

Przedstawiony w pracy model zęba przedtrzonowego skanowany był z dziesięciu kierunków. Następnie powstałe w wyniku tych skanów, chmury punktów (rys.2a.) zostały poddane procesowi filtracji w programie Mesh 3D firmy Smarttech wykonanemu w następującej kolejności: usunięcie nieciągłości, usunięcie szumu, usunięcie grup punktów, wygładzenie chmur. Następnie chmury zostały dopasowane i połączone (rys.2b.), a wyniki zapisane w pliku tekstowym.

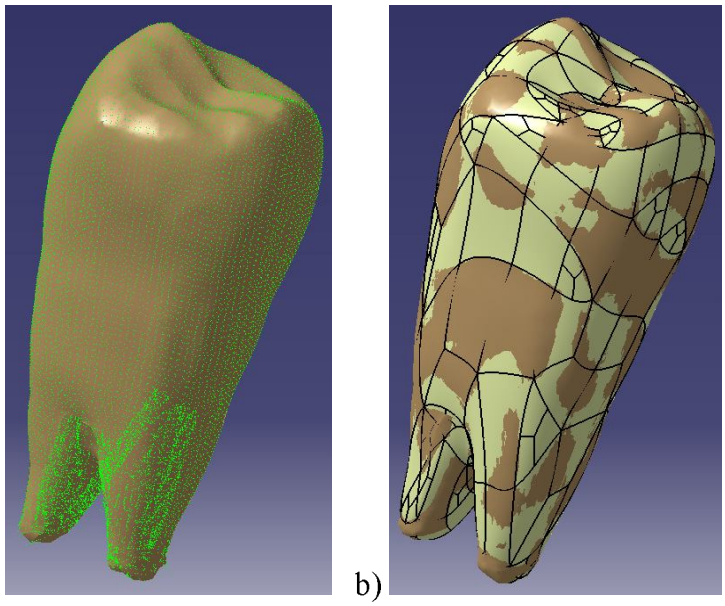
2.2. Model bryłowy przedtrzonowca

Kolejnym etapem tworzenia modelu było zaimportowanie stworzonego pliku tekstowego do programu CAD CATIA (rys.2c). Na otrzymaną chmurę punktów nałożono siatkę trójkątów (rys.3a), a następnie po zmeszowaniu rozpięto odpowiednie powierzchnie (rys.3b).

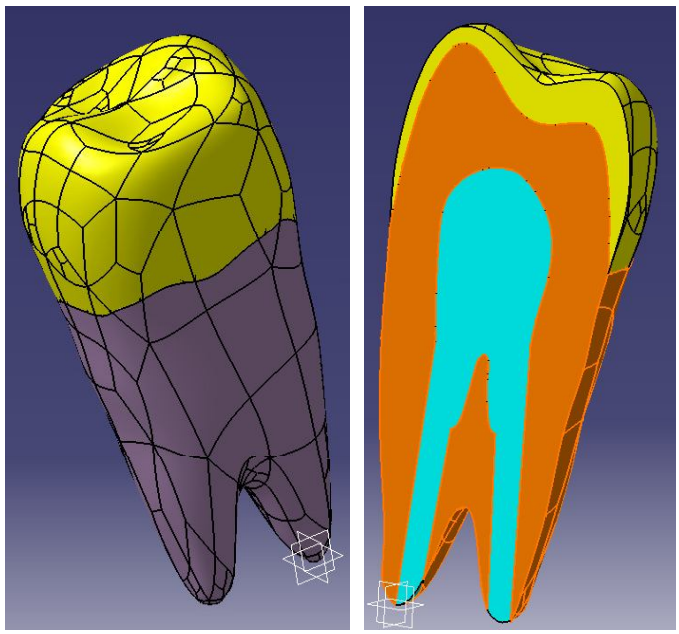
Mając powierzchnię zewnętrzną zęba możliwe było stworzenie wszystkich jego struktur wewnętrznych, a mianowicie szkliwa, zębiny, komory miazgi i kanałów korzeniowych, a także wkładów koronowo-korzeniowych. Struktury te zostały wykonane przez izometrię, translację i rotację odpowiednich elementów powierzchni zewnętrznej – procedury modelowania interaktywnego programu CATIA. Dalszym etapem było stworzenie brył odpowiadających odpowiednim strukturom zęba (rys.4).



Rys.2. Chmura punktów: a) skan z jednego kierunku, b) po połączeniu wszystkich skanów, c) importowana w programie CATIA



Rys.3. a) Procedura meszowania nałożona na chmurę punktów, b) powierzchnie rozpięte na siatce elementów trójkątnych

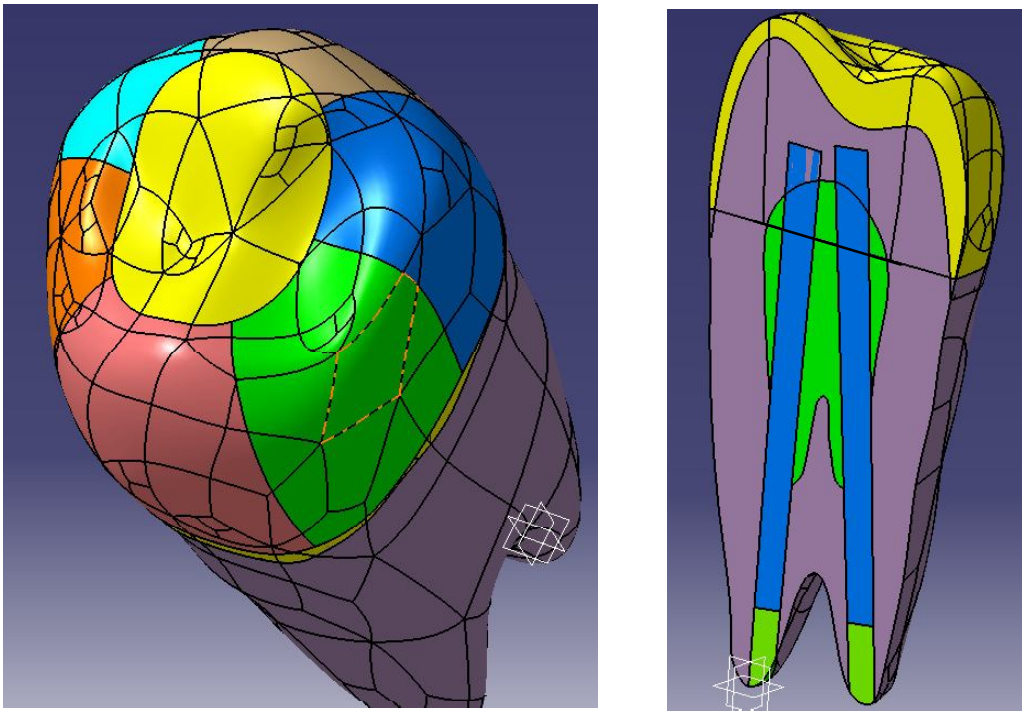


Rys.4. Model zęba z rozróżnieniem struktur wewnętrznych

2.3. Model uniwersalny przedtrzonowa dla różnych klas ubytków

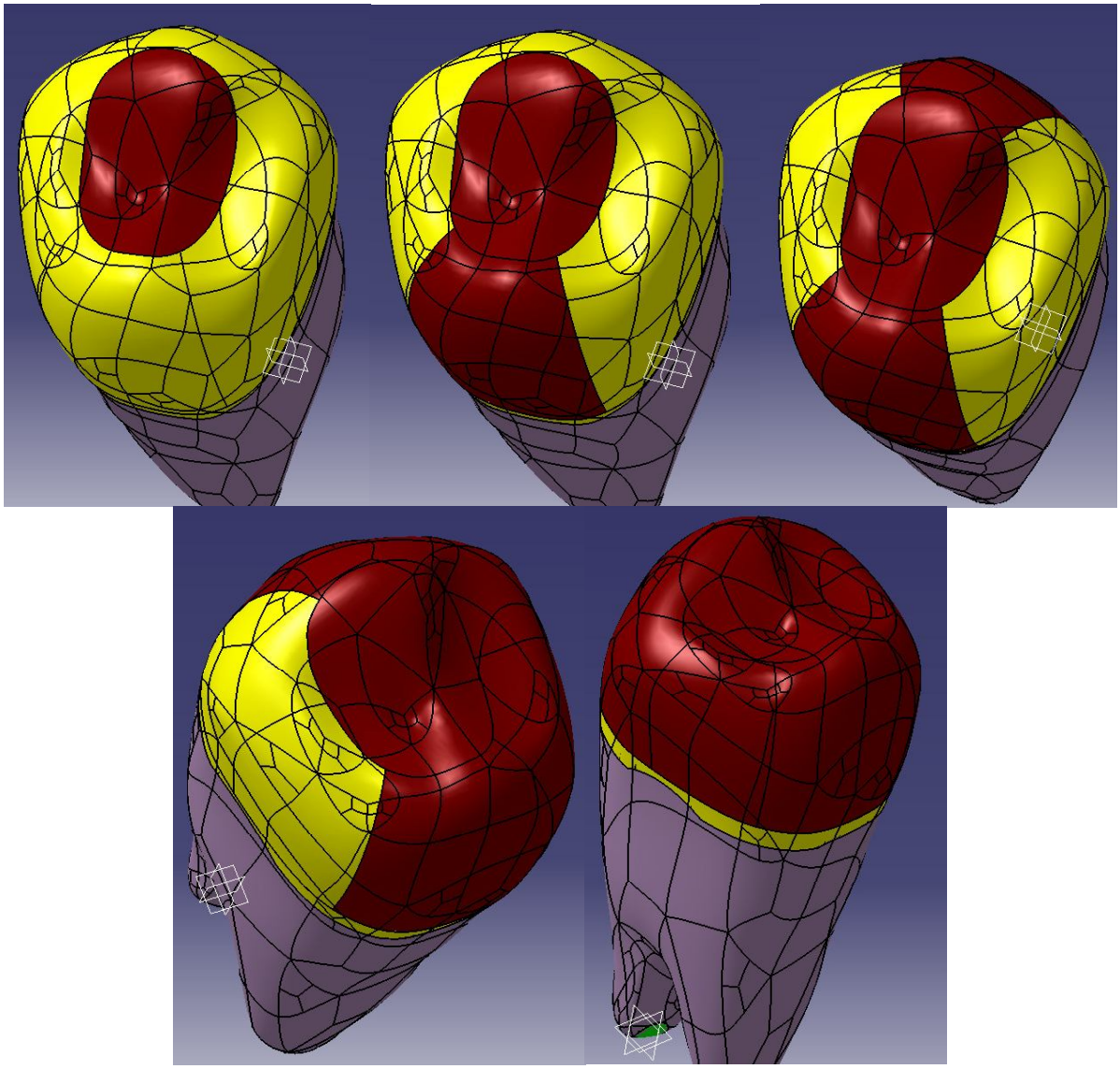
W celu stworzenia uniwersalnego modelu który uwzględniałby różne klasy ubytków zęba leczonego endodontycznie, korona podzielona została na siedem brył (rys.5). Dodane zostały także bryły modelujące wkłady koronowo – korzeniowe. Odpowiednie przypisywanie własności materiałowych bryłom powstałym po podziale umożliwi analizę konkretnych klas ubytków z uwzględnieniem liczby wykorzystanych wkładów oraz głębokości ich zakotwiczenia (rys.6).

a)



b)

Rys.5. a) Podział korony zęba na elementy bryłowe, b) przekrój przez struktury wewnętrzne



Rys.6. Typowe, najczęściej występujące klasy ubytków korony zęba przedtrzonowego

Taki podział bryłowy daje dużą liczbę kombinacji zamodelowania ubytku do dalszych analiz numerycznych, które będą przeprowadzone w programie metod elementów skończonych ANSYS dla typowych norm zgryzowych. Przykładowe analizy wytrzymałościowe obliczeń numerycznych MES zostaną przedstawione w trakcie prezentacji.

LITERATURA

[1] Guldener P.H.A., Langeland K.: Endodontologia, wyd.2, PZWL, Warszawa 2001
[2] Jańczuk Z.: Stomatologia zachowawcza. Zarys kliniczny, PZWL, Warszawa 1999
[3] Tronstad L.: Endodoncja kliniczna, PZWL, Warszawa 2004
[4] Wyleżoł M.: CATIA. Podstawy modelowania powierzchniowego i hybrydowego, Helion, Gliwice 2003
[5] http://www.smarttech.pl

MODEL OF ENDODONTICALLY TREATED PREMOLAR TOOTH WITH REGARDS TO VARIOUS CLASSES OF CROWN DESTRUCTION

Summary. he paper presents the 'universal' numerical model of premolar tooth treated endodontically with the use of root dowels. The spatial block model was created by means of digitizing process of real tooth scanning due to the conversion procedure of set of points characterized by Cartesian coordinates to CAD CATIA program. Versatility of the model enables the numerical strength analyses of tooth crown reconstructions with regards to various classes of crown destructions.

Dawid DOBOSZ, Grzegorz SOBOTA, Studenckie Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Katedrze Motoryczności Człowieka, Zakład Biomechaniki i Sportów Siłowych, AWF Katowice

WYZNACZENIE PARAMETRÓW RUCHÓW PRZESTRZENNYCH ZA POMOCĄ JEDNEJ KAMERY WIDEO

Streszczenie. Celem pracy była próba wyznaczenia parametrów kinematycznych ruchów zachodzących w przestrzeni trójwymiarowej przy użycie prostych technik wideo. Wychodząc naprzeciw potrzebie rejestrowania i analizy złożonego aktu ruchowego opracowano systemy takie jak VICON, SMART BTS czy QUALISYS. Dzięki zastosowaniu więcej niż jednej kamery umożliwiają one badanie ruchu przestrzennego we wszystkich płaszczyznach z dużą dokładnością. W pracy zaproponowano algorytm pozwalający na wykorzystanie tylko jednej kamery wideo do wyznaczenia parametrów kinematycznych w innej płaszczyźnie niż płaszczyzna kamery, stosując dodatkowo informacje o parametrach antropometrycznych ciała człowieka. Praktyczne zastosowanie przetestowano dla badania kinematyki ruchu wyciskania sztangi na zawodnikach wysokiej klasy AWF Katowice.

1.WSTĘP

„Wszystkie ruchy są iloczynem dwóch czynników: czasu i przestrzeni; znać przepływ ciała to poznać szereg stanowisk, zajmowanych przez nie w przestrzeni w serii kolejnych chwil…" – jest to fragment wprowadzenia do książki „La Methode Graphique dans les Sciences Experimentales'' z 1887 roku Étienne-Jules Marey'a [1]. Cytat ten dobrze oddaje charakter niniejszej pracy, gdyż główne zainteresowanie pada w niej na dwie rzeczy: jedną z wielkości mechanicznych, która jest w nim zaakcentowana, a mianowicie komponenta przestrzenna, stanowiąca składową struktury ruchu oraz problemy wynikające ze złożoności ruchu w kontekście jego analizy za pomocą jednej klasycznej kamery wideo. Praca ma jednak za cel zasadniczy zwrócenie uwagi na możliwość zastosowania pewnych procedur matematycznych, które mają pozwolić na analizę prostych ruchów trójwymiarowych co może być opozycją dla opinii prof. Bobera twierdzącego, że: „Trzeba pamiętać, że jeśli ruch filmowanego obiektu przebiega w różnych i permanentnie zmiennych płaszczyznach, to z punktu widzenia metodologii filmowanie go jedną kamerą nie ma sensu. Konieczne jest wtedy użycie trzech kamer" [2].Wykorzystanie kamer wideo wymaga zachowania właściwych warunków pomiarowych [3] celem zmniejszenia błędów, choć części z nich nie da się usunąć w trakcie pomiaru (aberrację sferyczną, aberrację chromatyczną, astygmatyzmem, skrót perspektywy itd.). W związku z tym pracy zaproponowano wykorzystanie pewnych prostych zależności matematycznych (funkcje trygonometryczne i twierdzenie Pitagorasa) [4] dołączonych do procesu obróbki danych, umożliwiających ocenę zmian zachodzących w płaszczyźnie prostopadłej do płaszczyzny filmowania. Dotyczy to ruchów prostych, których struktura przestrzenna nie jest bardzo skomplikowana.

2. MATERIAŁY I METODY

W celu wyznaczenia kątów stawowych najpierw Badania zostały przeprowadzone w Pracowni Biomechaniki i Energospirometrii oraz Laboratorium Diagnostycznym Katedry Motoryczności Człowieka AWF Katowice, w których uczestniczyli studenci trenujący sporty siłowe (wiek 21,2±2,14 lat, masa ciała 84,5±8,93 kg, wzrost 178,3±8,63 cm). Celem badania było wyznaczenie zmian kątów w stawie łokciowym i ramiennym podczas wyciskania sztangi leżąc na ławeczce poziomej, na potrzeby określenia techniki ruchu.

Przebieg badania był następujący:

- Oznaczono za pomocą naklejanych markerów osie poszczególnych stawów (były to stawy: barkowy, łokciowy, nadgarstkowo – promieniowy) osoby badanej oraz sztangę.
- Zmierzono długość ramienia i przedramienia badanych jako odległość między zaznaczonymi punktami ciała.
- Ustawiono kamerę wideo (częstotliwość rejestracji – 60Hz) w odległości 6 metrów od osoby badanej, co pozwalało na objęcie całego ruchu z zachowaniem osi obiektywu prostopadle do płaszczyzny ruchu.
- Zarejestrowano ruch, w tym wypadku wyciskania sztangi leżąc na ławeczce prostej.
- Wyznaczano parametry kinematyczne – kątowe zmiany położenia stawów w płaszczyźnie kamery (wertykalnej) oraz za pomocą algorytmu matematycznego w płaszczyźnie horyzontalnej względem płaszczyzny filmowania (dla stawu ramiennego ruch przywodzenia i odwodzenia względem tułowia).
- odpowiedni algorytm obliczeniowy

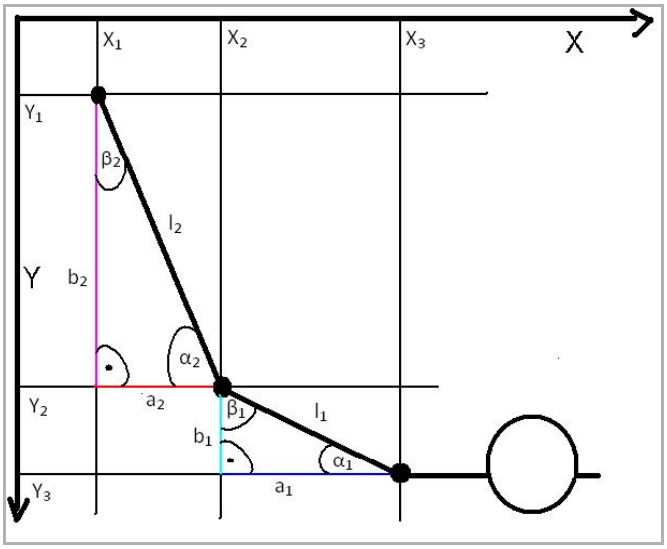
Zastosowano twierdzenie pitagorasa w celu otrzymania rzutu długości ramienia na płaszczyznę filmowania(1,2,3):

$$a_1 = x_3 - x_2 \tag{1}$$

$$b_1 = y_3 - y_2 \tag{2}$$

$$l_1 = \sqrt{a_1^2 + b_1^2} \tag{3}$$

Następnie określono wzory na kąt stawu ramiennego (w płaszczyźnie filmowania – wertykalny) oraz łokciowego.



Rys. 1. Widok w płaszczyźnie filmowania: a_1 , a_2 ,b_1, b_2 - odcinki pomocnicze; α1 –kąt w stawie ramiennym w płaszczyźnie filmowania , α_2 , β_1 , β_2 – kąty pomocnicze; l_1 – odwzorowana długość ramienia, l_2 – odwzorowana długość przedramienia.

Algorytm obliczenia kątów(4,5,6,7,8,9,):

$$\alpha łok = 90^0 + \beta_2 + \alpha_1 \tag{4}$$

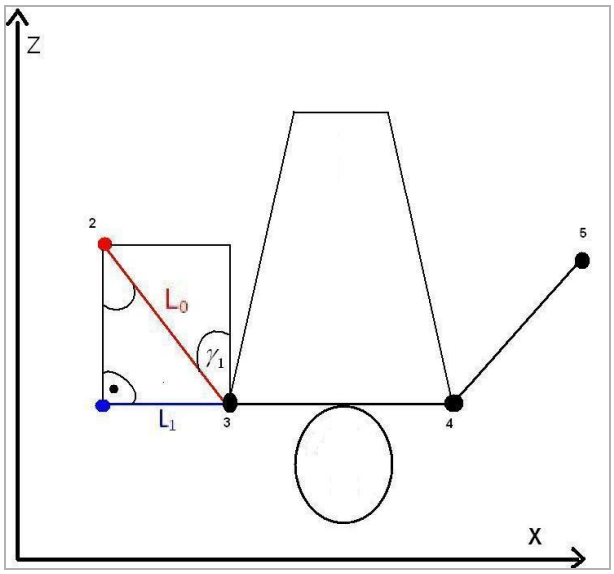
$$\alpha ram_{Y} = \alpha_1 \tag{5}$$

$$tg\alpha_1 = \frac{b_1}{a_1} \tag{6}$$

$$\alpha_1 = arctg\ \frac{b_1}{a_1} \tag{7}$$

$$tg\,\beta_2 = \frac{a_2}{b_2} \tag{8}$$

$$\beta_2 = arctg\frac{a_2}{b_2} \tag{9}$$



Rys. 2. Widok w płaszczyźnie horyzontalnej: l_1 - odwzorowana długość ramienia; l_0 – rzeczywista długość ramienia; γ_1 – kąt w stawie ramiennym w płaszczyźnie horyzontalnej(odwodzenie i przywodzenie względem tułowia)

Wzory (10) i (11) opisują kąt w stawie ramiennym w płaszczyźnie horyzontalnej (poprzecznej do płaszczyzny filmowania , odwodzenie i przywodzenie względem tułowia).

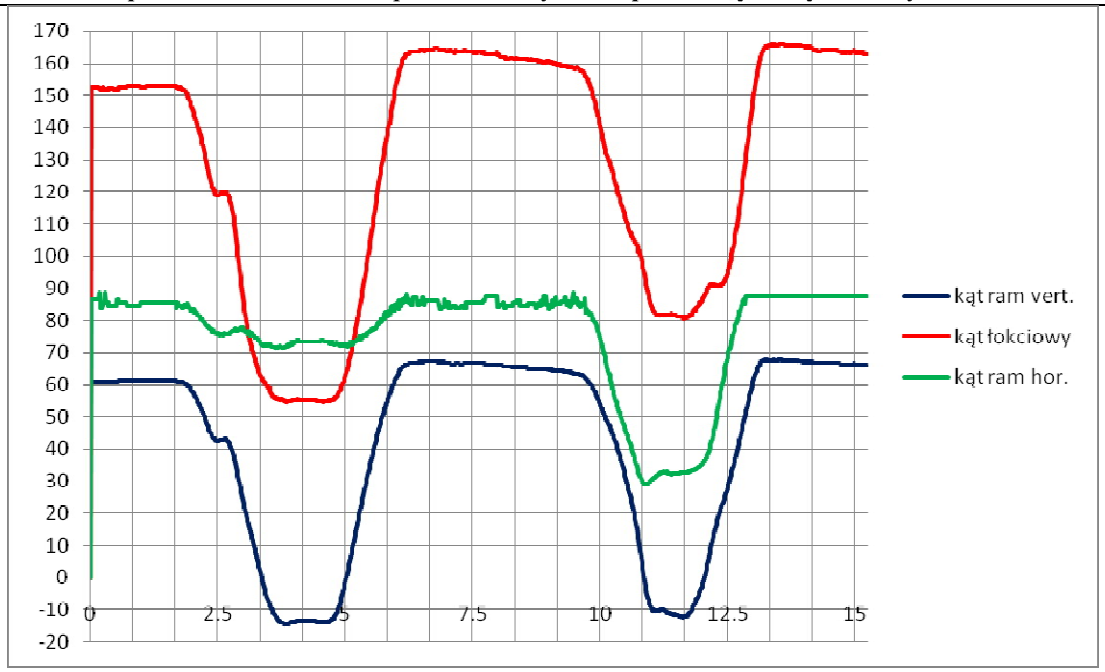
$$\alpha ram_H = \gamma_1 \tag{10}$$

$$\gamma_1 = \arcsin\frac{l_1}{l_0} \tag{11}$$

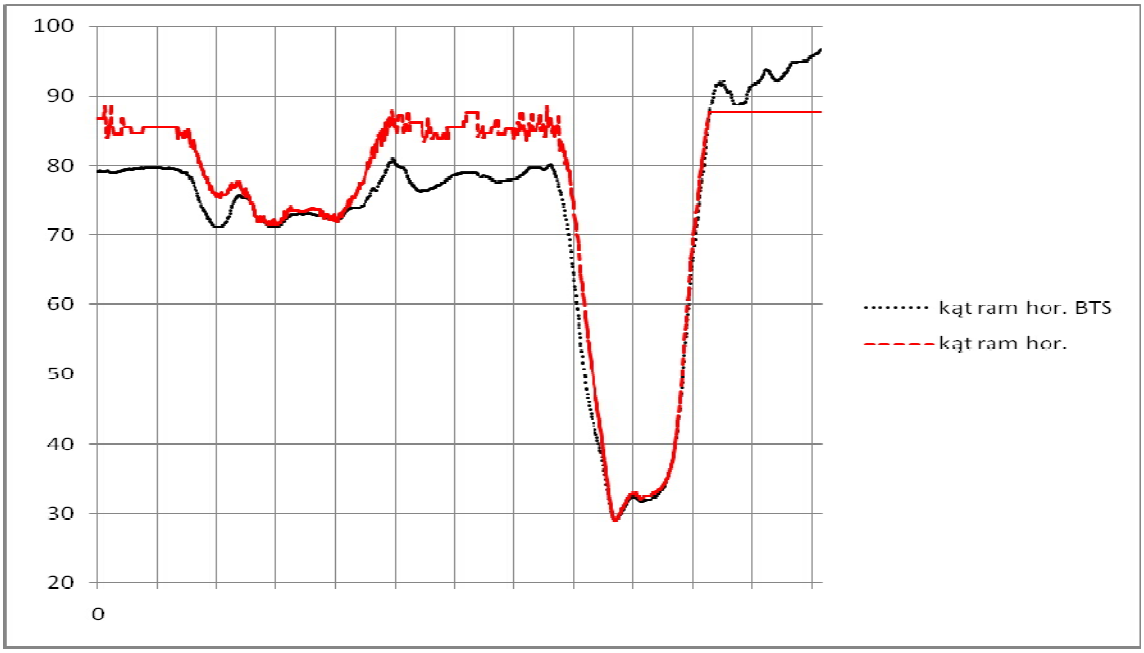
Celem sprawdzenia poprawności dobranego algorytmu oraz jego dokładności wykonano pomiar kontrolny z synchronicznym zapisem położenia części ciała i przyrządu za pomocą systemu Smart-E (BTS, Włochy). Wykorzystano moduł do pomiarów kinematycznych: 6 kamer, działających w podczerwieni, f=60hz, model identyczny z położeniem oznaczeń stawów.

3. WYNIKI

Na przedstawionych wykresach zaprezentowano wynik w postaci przebiegów w czasie zmian położenia kątowego części ciała dla odpowiednich stawów.



Wykres 1 Zmiany kątowe w stawie ramiennym: w płaszczyźnie pionowej (filmowania) – *kąt ram vert.*, w płaszczyźnie horyzontalnej – *kąt ram hor.*; oraz w stawie łokciowym – *kąt łokciowy*



Wykres 2 Porównanie kąta w stawie ramiennym w płaszczyźnie horyzontalnej wyznaczonego z algorytmu matematycznego oraz w systemie Smart BTS

4. PODSUMOWANIE

W przedstawionym materiale, w którym porównano przebieg zmian kąta stawu ramiennego w płaszczyźnie prostopadłej do płaszczyzny filmowania przy użyciu standardowej kamery wideo z wynikiem kontrolnym uzyskanym na podstawie zapisu w systemie SMART BTS, osiągnięto ogólną zbieżność trendu zmian kątowych. Maksymalna

różnica pomiędzy przebiegami zmian kąta w stawie ramiennym dla przywodzenia i odwodzenia względem tułowia (płaszczyzna horyzontalna) wynosiła 10,5 stopnia zaś w całym przebiegu średnia różnica wynosiła 4,5 stopnia kątowego. Powstała różnica najprawdopodobniej wynika z mniejszej dokładności odczytu położenia punktów z zapisu wideo. Można zatem potwierdzić prawidłowy dobór algorytmu, dzięki czemu jesteśmy w stanie określić zmiany zachodzące w płaszczyźnie prostopadłej do tej określonej widokiem z jednej kamery wideo.

LITERATURA

[1] http://www.univie.ac.at/cga/history/enlightenment.html
[2] Bober T.: Biomechanika: wybrane zagadnienia. Wyd. 4. Wrocław: AWF, 1993.
[3] Fidelus K. i wsp.: Ćwiczenia laboratoryjne z biomechaniki. Warszawa. AWF1996
[4] Leitner R.: Geometria dla licealistów. WNT Warszawa 1999

CALCULATION OF KINEMATIC PARAMETERS OF THREE – DIMENSIONAL MOVEMENTS WITH HELP OF ONE VIDEO CAMERA.

Summary. The goal of the paper is to try to point out the kinematical parameters of movements which take place in three – dimensional space by using simple video technique. To record and analyze the complicated body movement different systems such as VICON, Smart BTS or Qualisys have been worked out . With the use of more than one camera this programs enable us to study spatial movements in all plains with high precision. The Authors propose employing an algorithm which let us point out kinematical parameters in a plain other than the recording one, additionally using some information about anthropometric parameters of human body. The handiness of this method was tested during doing researches about kinematic of lifting. The people who participate in researches were high rang competitors from AWF Katowice.

Ryszard DORDA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA STEREOMECHANICZNA KONSTRUKCJI POJAZDU REHABILITACYJNEGO DLA DZIECI

Streszczenie. W pracy przedstawiono projekt wielofunkcyjnego pojazdu trójkołowego dla dzieci niepełnosprawnych. Ze względu na istotne znaczenie rowerów w rehabilitacji ruchowej oraz ich powszechne występowanie zaproponowano konstrukcję charakteryzującą się wielofunkcyjnością i modułowością. Przeprowadzona analiza stereomechaniczna konstrukcji pojazdu pozwoliła na weryfikację wytrzymałościową i ocenę jego ramy nośnej. Obliczenia i symulacje przeprowadzono w programie Ansys Workbench i na tej podstawie wyciągnięto wnioski końcowe.

1.WSTĘP

Rowery wykorzystywane są powszechnie na całym świecie przez osoby od najmłodszych lat życia aż do wieku zaawansowanego. Pojazdy te charakteryzują się dużą różnorodnością pod względem konstrukcyjnym (rowery dwukołowe, trójkołowe, szosowe, terenowe, wyczynowe, magnetyczne itp.), jak i ze względu na przeznaczenie (sport, rekreacja, rehabilitacja ruchowa itp.). Wspomniana rehabilitacja z wykorzystaniem roweru dotyczy szczególnie osób z niedowładem kończyn dolnych, dziecięcym porażeniem mózgowym oraz innymi chorobami układu ruchu. Jest możliwa, dzięki specjalistycznym rozwiązaniom konstrukcyjnym (nie tylko rowerów, rys. 1) dostosowanym do potrzeb pacjenta i uwarunkowań stawianych przez chorobę [1, 2, 4].

Rys. 1. Przykłady rozwiązań konstrukcyjnych urządzeń wykorzystywanych do rehabilitacji dzieci: a) balkonik [5], b) chodzik [5], c) balkonik tylny [6]

Na rynku rehabilitacyjnym istnieje kilka firm zajmujących się projektowaniem i wytwarzaniem pojazdów rehabilitacyjnych, dostosowanych do nałożonych na nie wymogów normatywnych. W ich ofertach znajdują się również propozycje sprzętowe dla dzieci. Przykładowe firmy to Draisin, Sunrise Medical, Tolek, Van Raam, Pfiff, czy też Zakład Sprzętu Rehabilitacyjnego inż. Stanisława Misiarza.

Dostępne na rynku modele rowerków (rys. 2) wspomagających rehabilitacje w większości przypadków ograniczone są jednak do spełniania jednej funkcji – pojazdu. Z tego względu, poszukując sposobu na poprawę warunków rehabilitacji z zastosowaniem rowerka, jak

i ułatwienie nauki jazdy, w pracy podjęto próbę zamodelowania konstrukcji pojazdu trójkołowego, który dzięki swej wielofunkcyjności usprawniłby rehabilitację dziecka dając możliwość wykonywania różnorodnych ćwiczeń.

Rys. 2. Przykładowe modele rowerków firmy: a) Misiarz [5], b) Van Raam [7], c) Draisin [8]

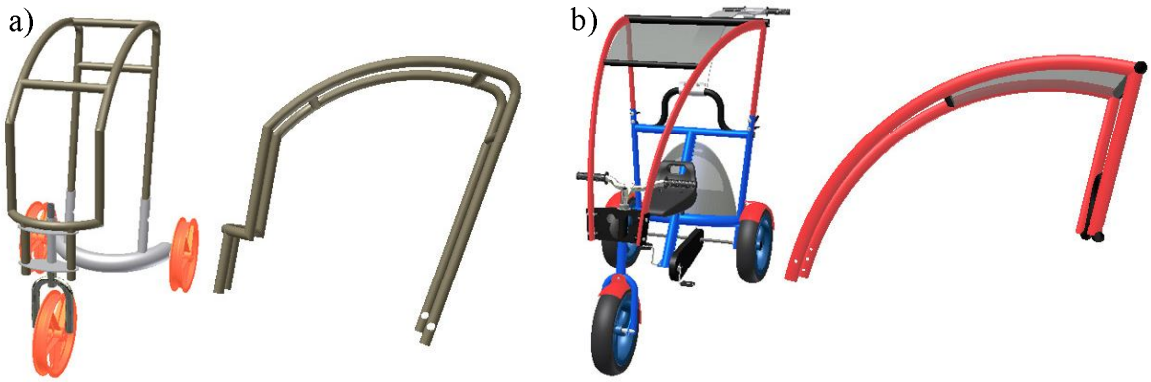
2. PROJEKT POJAZDU REHABILITACYJNEGO DLA DZIECI

2.1. Założenia projektowe

Analiza rozwiązań konstrukcyjnych istniejących na rynku pojazdów rehabilitacyjnych, dała możliwość sporządzenia założeń projektowych i wprowadzenia pewnych innowacji. Dużym atutem istniejących rozwiązań jest ich modułowość. Jednak mimo możliwości zainstalowania jednego elementu w różnych modelach danej firmy, każda część spełnia zwykle jedną określoną funkcję. Wychodząc naprzeciw potrzebom rynkowym, w omawianym projekcie pojazdu podjęto próbę zamodelowania takiej konstrukcji, która cechując się wielofunkcyjnością, znajdowałaby zastosowanie w różnych dziedzinach życia dziecka.

2.2. Kryterialna ocena rozwiązań

W początkowym etapie projektowania konstrukcji ramowej, realizowano dwie koncepcje. Obie zamodelowano z wykorzystaniem programu Inventor. Koncepcja pierwsza, zobrazowana na rysunku 3a, została odrzucona na korzyść drugiej przedstawionej na rys. 3b.

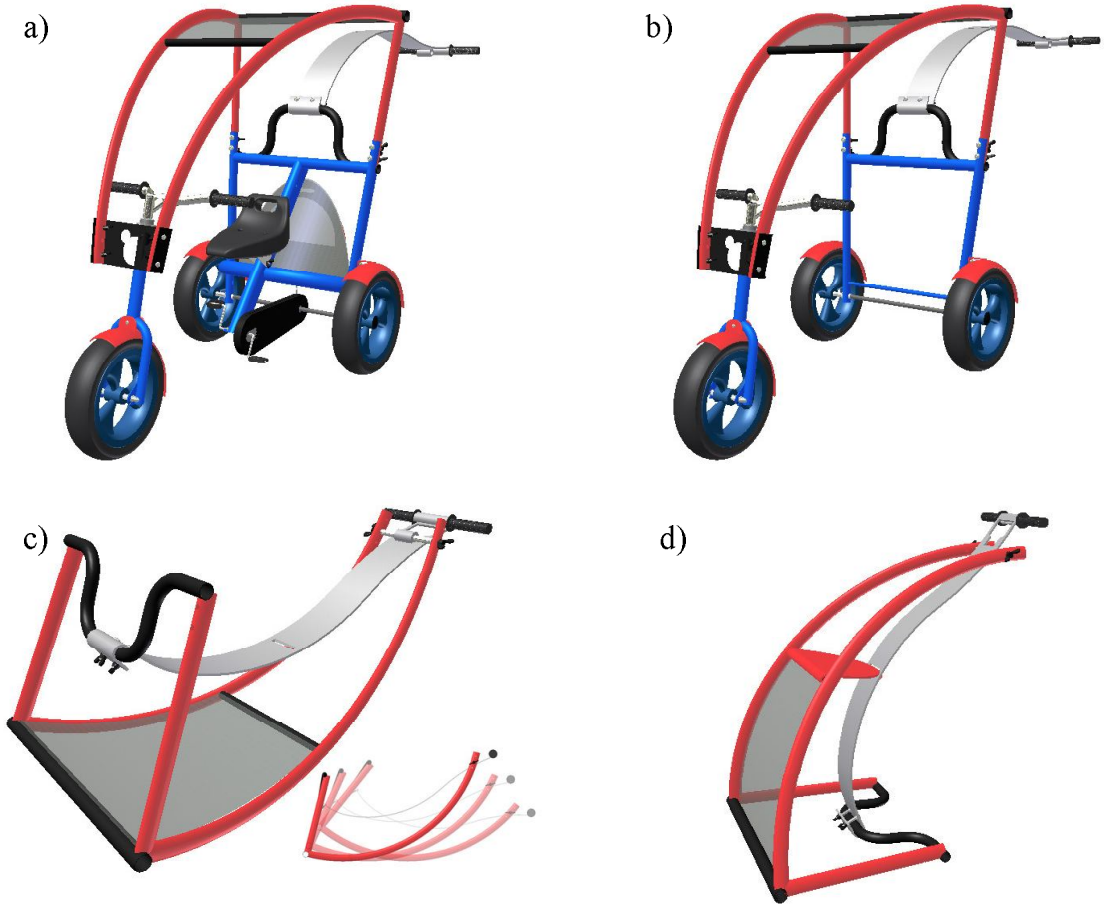


Rys. 3. Konstrukcje nośne pojazdu: a) koncepcja 1, b) koncepcja 2

Wybór właściwej konstrukcji został dokonany na podstawie wniosków wyciągniętych z przeprowadzonej kryterialnej oceny rozwiązań. Stwierdzono, że drugi wariant lepiej spełnia założenia projektowe i przeważa nad pierwszym w wielu względach. Dzięki większej stabilności uzyskanej przez pochylenie bocznych profili w kierunku zewnętrznym cechuje go dużo większe bezpieczeństwo użytkowania. Estetyczny wygląd będzie zachęcał dziecko do częstszych ćwiczeń i korzystania z urządzenia. Wielofunkcyjność drugiego wariantu sprawia,

również, że rehabilitacja z jego wykorzystaniem nie będzie nudna i zapewni dziecku wiele przyjemności.

Omawiany pojazd rehabilitacyjny składa się z czterech modułów przystosowanych do szybkiego montażu i demontażu zapewniając urządzeniu jego wielofunkcyjność. Moduły w odpowiednim połączeniu sprawiają iż zaprojektowane urządzenie może być stosowane jako: rowerek, chodzik, huśtawka – tzw. „koń na biegunach" oraz krzesełko (rys. 4)



Rys. 4. Możliwość modyfikacji ramy nośnej pojazdu w:
a) rowerek, b) chodzik, c) huśtawkę, d) krzesełko

2.3. Analiza wytrzymałościowa opracowanej konstrukcji

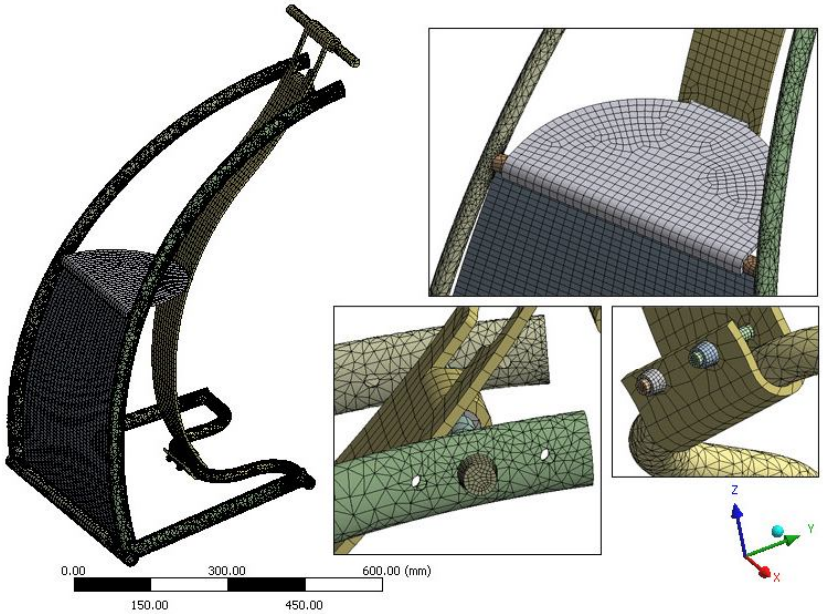
Analizę wytrzymałościową przeprowadzono w programie Ansys Workbench. Jej celem było zbadanie prawidłowości dobranych materiałów oraz oszacowanie występujących w konstrukcji przemieszczeń i naprężeń. Analizę wytrzymałościową ograniczono do konstrukcji nośnej pojazdu. Ze względu na wielofunkcyjność tejże konstrukcji oraz zróżnicowany sposób obciążania, poddano ją badaniom w zależności od pełnionej funkcji. Badania wykonano dla trzech pozycji: krzesła, ramy rowerowej oraz huśtawki.

W analizie przyjęto własności materiałów użytych do produkcji, które przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Przyjęte właściwości materiałowe [3]

Właściwości	Stal	Tworzywo sztuczne
Moduł Younga, E	210 GPa	3,4 GPa
Współczynnik Poissona, υ	0,3	0,38
Gęstość, ρ	7850 kg/m³	1050 kg/m³
Granica plastyczności, R_e	250 MPa	17,5 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie, R_m	460 MPa	50 MPa

Na potrzeby analizy wytrzymałościowej model podzielono na elementy skończone. Przy generowaniu siatki elementów skończonych wielkości i rodzaje elementów dostosowano w zależności od rozmiarów części, oraz stopnia skomplikowania kształtu. Gotowy model dyskretny konstrukcji nośnej pokazano na rysunku 5.

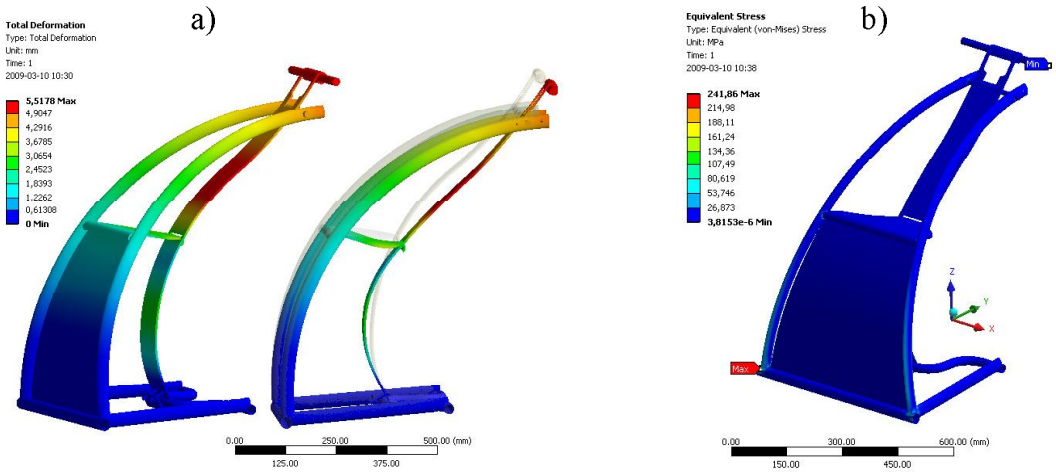


Rys. 5. Model dyskretny konstrukcji nośnej pojazdu

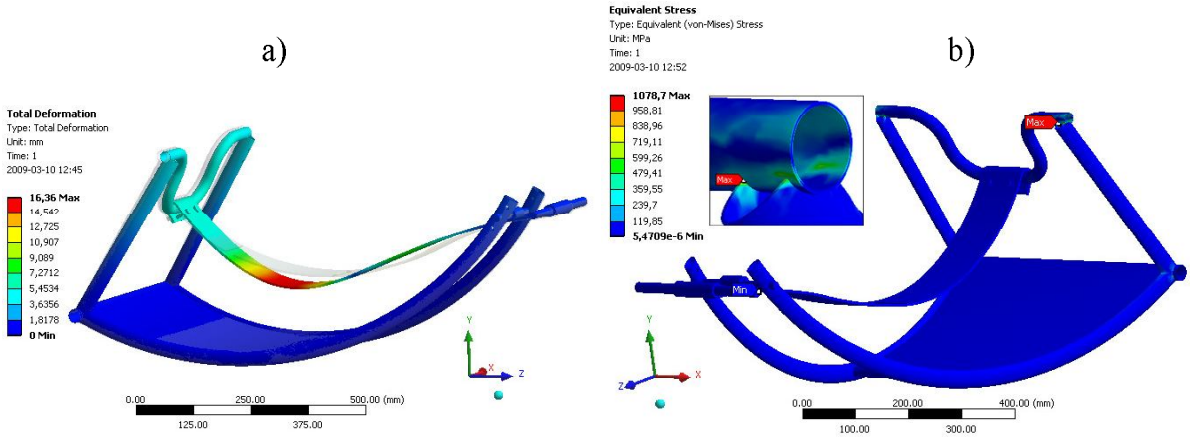
W kolejnych etapach analizy zakładano zmienne warunki brzegowe i obciążenia, których wartości odpowiadają masie dziecka korzystającego z urządzenia. W wyniku obliczeń otrzymano przemieszczenia całkowite, przemieszczenia kierunkowe – zgodne z kierunkiem działania sił, naprężenia redukowane wg hipotezy H–M–H oraz odkształcenia.

Podczas analizy wytrzymałościowej ramy rowerowej (rys. 6) zauważono, że wartości przemieszczeń konstrukcji stalowej są trzy krotnie większe od pozostałych przypadków, dochodząc do 15mm. Pomimo tak dużych przemieszczeń, wyznaczone naprężenia nie przekraczały wartości dopuszczalnych. Również w analizie krzesła (rys. 7) naprężenia były mniejsze od dopuszczalnych i wynosiły 50MPa, a maksymalne przemieszczenia osiągały wartość 6mm, co świadczy o wysokiej sztywności konstrukcji. Przy analizie wytrzymałościowej huśtawki (rys. 8) uzyskano wyniki porównywalne do wcześniejszych przypadków. Maksymalne odkształcenia występujące w konstrukcji nie wpływają negatywnie na stabilność konstrukcji, a maksymalne naprężenia elementów polistyrenowych dochodzą do połowy wartości granicy plastyczności.

Rys. 6. Konstrukcja ramy rowerowej a) przemieszczenia całkowite, b) mapa naprężeń redukowanych wg hipotezy H-M-H



Rys. 7. Konstrukcja krzesełka a) przemieszczenia całkowite, b) mapa naprężeń redukowanych wg hipotezy H-M-H



Rys. 8. Konstrukcja huśtawki – położenie drugie a) przemieszczenia całkowite, b) mapa naprężeń redukowanych wg hipotezy H-M-H

3. PODSUMOWANIE

Ze względu na istotne znaczenie roweru w ćwiczeniu równowagi, jak również w rehabilitacji dzieci z niedowładem kończyn dolnych, dziecięcym porażeniem mózgowym oraz innymi chorobami układu ruchu podjęto się w pracy opracowania konstrukcji pojazdu będącego alternatywą dla istniejących na rynku rozwiązań konstrukcyjnych.

Wykorzystując specjalistyczne oprogramowanie wykonano model wielofunkcyjnego pojazdu trójkołowego, pomocnego zarówno w rehabilitacji jak i rekreacji. Pojazd został wyposażony w 4 moduły, dzięki którym zmiana jego funkcji odbywa się w łatwy i szybki sposób. Każdy z modułów poddano szczegółowej analizie wytrzymałościowej przeprowadzając szereg symulacji.

Przeprowadzone analizy wytrzymałościowe umożliwiły wykrycie miejsc najbardziej narażonych na powstawanie uszkodzeń. Zauważono, że wartości maksymalnych naprężeń w każdym badanym przypadku występowały jedynie w miejscu ostrych krawędzi, które w rzeczywistości są przetopione przez spoinę. Natomiast pozostałe wartości nie przekraczały wartości dopuszczalnych naprężeń. Również przemieszczenia występujące w konstrukcji nie wpływają negatywnie na stabilność konstrukcji, co świadczy o jej wysokiej sztywności.

Otrzymane wyniki potwierdziły spełnienie przez konstrukcję nośną wszystkich założonych funkcji, pozostawiając znaczny margines bezpieczeństwa. Jednak dla przeprowadzenia rzeczywistych testów wytrzymałościowych, a także wykazania przydatności pojazdu do rehabilitacji dzieci należałoby wykonać prototyp, który umożliwiłoby na ocenę najważniejszych jego cech konstrukcyjnych.

LITERATURA

[1]Milanowska K., Nowotny J., Grochmal S., „Podstawy rehabilitacji ruchowej”, Tom 1 i 2, Wydawnictwo Sport i Turystyka, Warszawa 1981.
[2] Nowotny J., „Podstawy fizjoterapii - podstawy teoretyczne i wybrane aspekty praktyczne cz. I”, Wydawnictwo Kasper, Kraków 2004.
[3] Dobrzański L., „Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo”, Wydawnictwa Naukowo – Techniczne, Warszawa 2002.
[4] www.choroby.biz
[5] www.misiarz.pl
[6] www.mdh.pl
[7] www.vanraam.nl
[8] www.draisin.com

STEREOMECHANIC ANALYSIS OF VEHICLE FOR CHILDREN REHABILITATION

Summary. The project of a multifunctional tricycle for disabled children is presented in this paper. Modal construction of tricycle has been developed for children rehabilitation. A stereomechanical analysis of the vehicle’s frame has allowed to verify material properties and its strength. The calculations and simulations have been made in Ansys Workbench program. Obtained results were used to propose final conclusions.

Jacek GRALEWSKI, Katedra Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź
Grzegorz BOGUSŁAWSKI, Katedra Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

ANALIZA NUMERYCZNA PROTEZY SZKIELETOWEJ PODPARTEJ OZĘBNOWO I ŚLUZÓWKOWO

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę stanu naprężenia i odkształcenia wybranej konstrukcji protezy szkieletowej oraz reakcji podporowych dla różnych przypadków obciążeń. Uzyskane wyniki obliczeń protezy pozwolą określić sztywność i wytrzymałość konstrukcji, a reakcje podporowe pozwolą wyznaczyć obciążenia zębów filarowych. Analizę przeprowadzono za pomocą metody elementów skończonych w programie ANSYS. Model 3D protezy został stworzony poprzez skanowanie ręcznym skanerem optycznym rzeczywistej protezy szkieletowej gdzie po uzyskaniu chmury punktów został poddany wygładzaniu, stworzono model powierzchniowy a następnie przekonwertowano do postaci bryłowej. Analiza stanu naprężenia i odkształcenia pozwoli uzyskać odpowiedz gdzie występują koncentracje naprężeń w protezie oraz w jaki sposób proteza pod wpływem obciążenia siłami zgryzowymi przenosi siły na zęby oporowe.

1. WSTĘP

W praktyce protetycznej zauważa się często, że elementy protez nie wytrzymują występujących podczas żucia obciążeń i ulegają trwałym odkształceniom i uszkodzeniom. Powodem występowania tych zjawisk jest niedostateczna sztywność konstrukcji oraz źle dobrane wymiary przekrojów w stosunku do działających sił. Leczenie protetyczne protezami szkieletowymi polega na odbudowaniu powierzchni zwarcia przy częściowych brakach uzębienia. Bardzo istotne jest właściwe rozplanowanie elementów przytrzymywujących protezę, oraz proteza powinna być właściwie zaprojektowana i dokładnie wykonana. Źle zaprojektowana proteza powoduje nieprawidłowy sposób przenoszenia sił z protezy na zęby oporowe oraz utrudnione utrzymanie higieny wokół zębów oporowych. W konsekwencji może doprowadzić z czasem do powstania choroby przyzębia, rozchwiania zębów oporowych i ich utraty. Istotne jest więc zbadanie i poznanie zachowanie się protezy w jamie ustnej pacjenta i stworzenie takiej geometrii aby spełniała wszelkie wymagania związane ze stabilnością konstrukcji.

2. PRZEDMIOT BADAŃ

Przedmiotem badań jest wybrana rzeczywista proteza szkieletowa przedstawiona na rys. 1.W myśl klasyfikacji braków częściowych jest to klasa druga z jednostronnym brakiem skrzydłowym i kolejnym brakiem międzyzębowym w pozostałym uzębieniu części bocznej (według Kennedy'ego).

Rys.1. Proteza szkieletowa

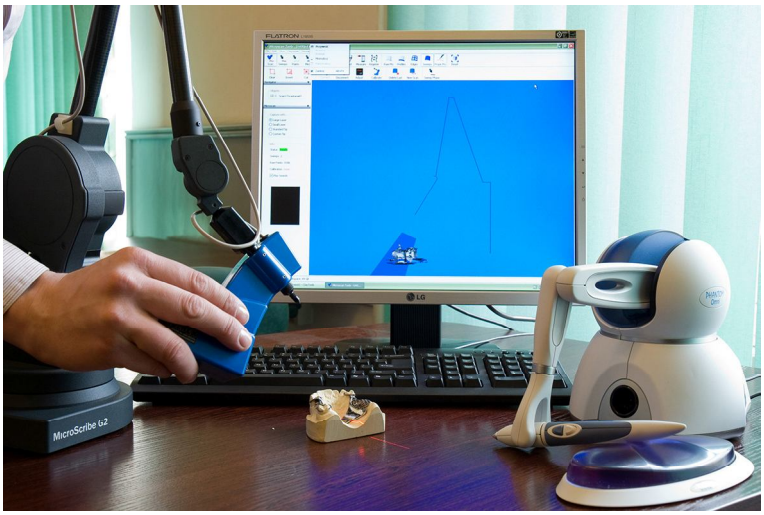
Proteza zbudowana jest z dwóch siodeł połączonych płytą podniebienną i elementów mocujących takich jak ciernie i klamry. Konstrukcje wykonano metodą wosku traconego, za pomocą odlewarki odśrodkowej używając do tego stopu Vironit - CoCrMo.

3. STATYKA PROTEZY

Retencja i podparcie w protezie szkieletowej są determinowane poprzez podparcie ozębnowo – śluzówkowe. Podparcie wyłącznie ozębnowe stwarza najlepsze warunki do stabilizacji powierzchni zwarcia, zaś śluzówkowe utrudnia uzyskanie okluzyjnej integracji. Podłoże śluzówkowe ulega deformacji, w skutek czego nie można ostatecznie przewidzieć stabilizacji protezy. W związku z kilkunastokrotnie mniejszą odpornością zębów na działanie sił poziomych w porównaniu z wytrzymałością na działanie sił pionowych (osiowych) bardzo istotne jest poznanie obciążenia jakie proteza pod wpływem sił żucia przekazuje na zęby filarowe. Konstrukcja protetyczna powinna przekazywać siłę żucia możliwie najbardziej osiowo na przyzębie filarów, bez momentów przechylających i obrotowych. Podczas prawidłowej funkcji żucia proteza przesuwa się poziomo po podłożu śluzówkowym i ozębnowym. Z tego względu elementy mocujące powinny być tak zaprojektowane i rozmieszczone by wspólnie przeciwdziałać przemieszczeniom poziomym.

4. BUDOWA MODELU NUMERYCZNEGO

Do budowy modelu numerycznego, i umieszczenia punktów podporowych (zębów filarowych) posłużono się rzeczywistą konstrukcją protezy szkieletowej. Za pomocą ramienia pomiarowego MicroScribe G2LX z zainstalowanym skanerem optycznym MicroScan przedstawionym na rys. 2 sczytano kontury obiektu i wprowadzono je do komputera w postaci pełnego trójwymiarowego obrazu. Następnie w aplikacji będącej oprogramowaniem MicroScana wygładzono powierzchnie.



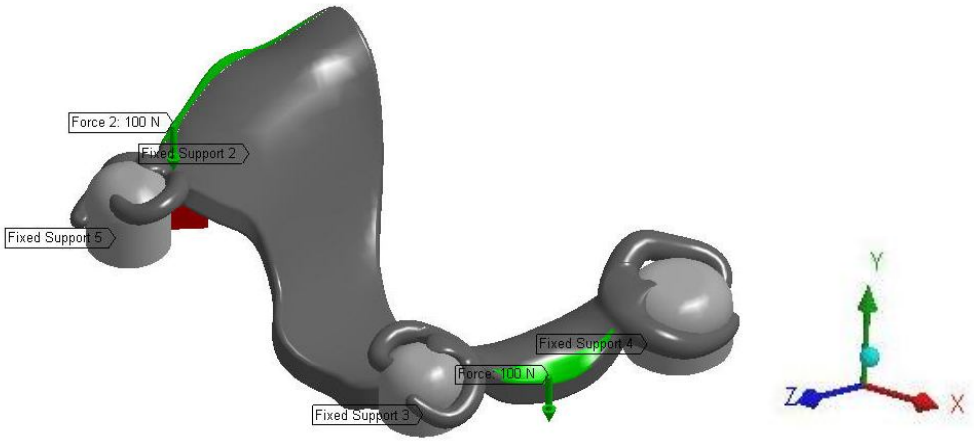
Rys. 2. MicroScribe G2LX ze skanerem optycznym MicroScan

6. OBLICZENIA NUMERYCZNE

Do obliczeń wytrzymałościowych zastosowano program ANSYS 8.0. W pierwszej kolejności przeprowadzono dzielenie modelu protezy szkieletowej na elementy skończone. Do obliczeń przyjęto model składający się z 13600 elementów połączonych 23447 węzłami typu 10 – Node Quadratic Tetrahedron.

Podstawowe własności mechaniczne stopu, którego wykonano protezę to: gęstość ρ = 8.2 g/cm^3 , umowna granica plastyczności $R_{e0.2}$ = 625 MPa, wytrzymałość na rozciąganie R_m = 910 MPa, moduł Young' a E= 225000 MPa, liczba Poissona ν = 0,29.

W kolejnej fazie zostały określone właściwości materiałowe i warunki brzegowe - podparcie oraz obciążenie protezy. Przyjęto następujące dane mteriałowe: dla zębów moduł Young' a E= 6700 MPa, liczba Poissona ρ=0,47, dla dziąsła moduł: Young'a E = 600 MPa i liczba Poissona ν =0,46.



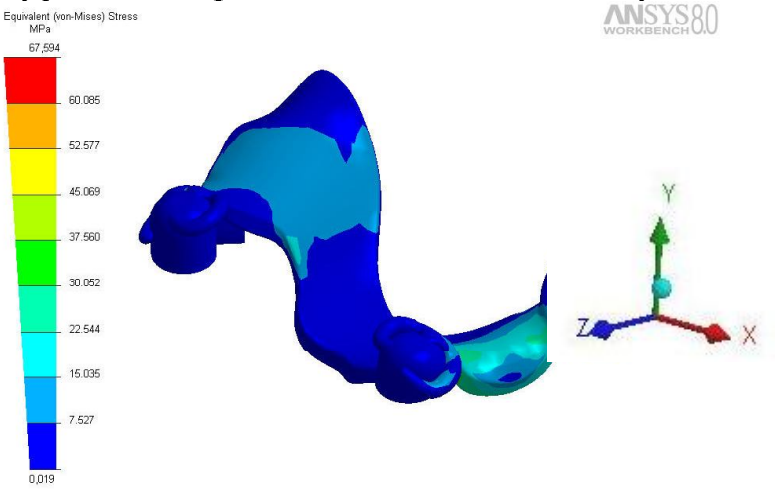
Rys. 3. Model objętościowy protezy z zaznaczonym schematem obciążenia i podparcia.

Tabela 1. Przyjęty model obciążenia

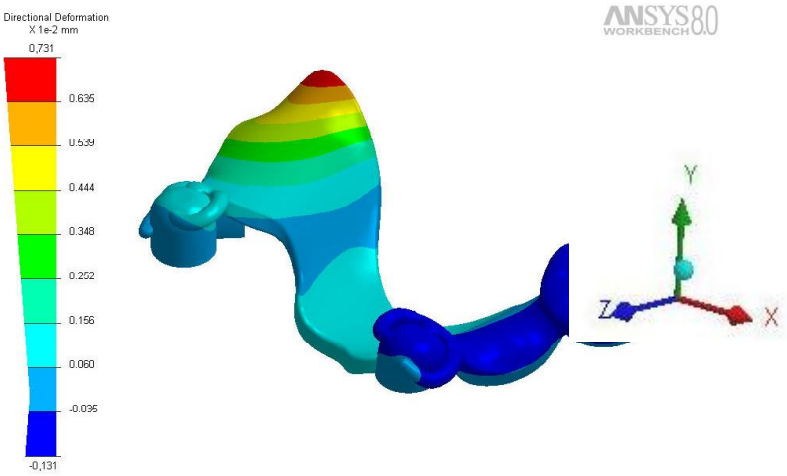
P 1 (brak międzyzębowy) [N]	100
P 2 (brak skrzydłowy) [N]	100

7. WYNIKI

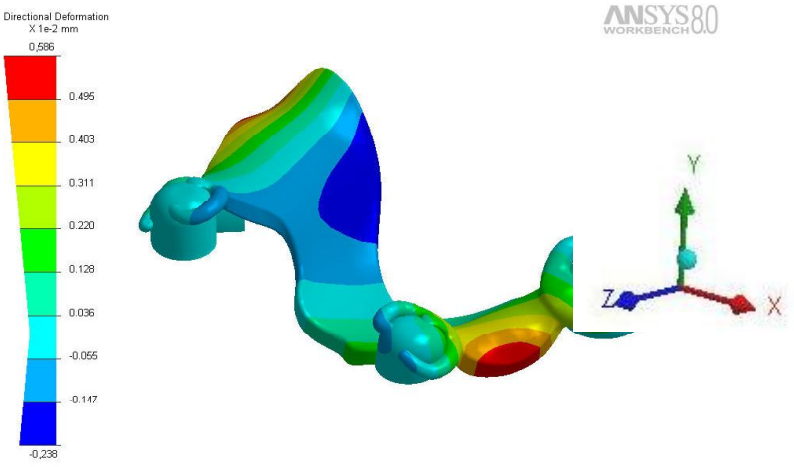
Rezultaty analizy wytrzymałościowej metodą elementów skończonych przedstawiono w postaci graficznej dla wyżej przestawionego wariantu obciążenia konstrukcji szkieletowej.



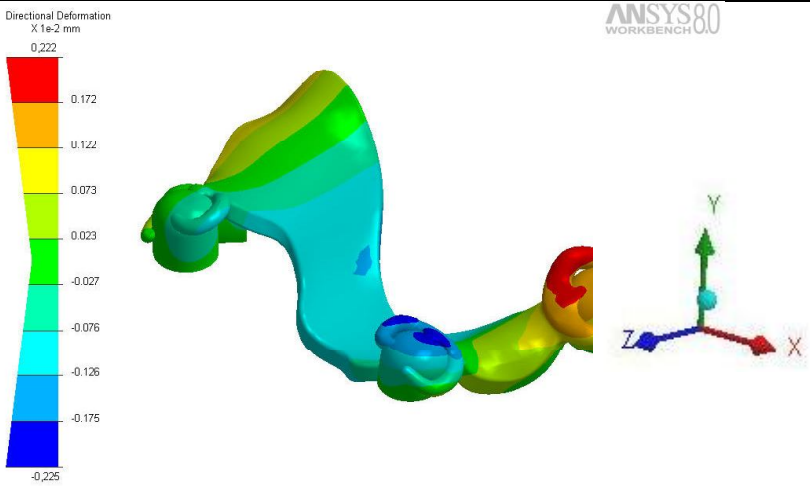
Rys. 4. Naprężenia zredukowane [MPa]



Rys. 4. Odkształcenie w osi x



Rys. 4. Odkształcenie w osi y



Rys. 4. Odkształcenie w osi z

8. WNIOSKI

Pierwsze wstępne obliczenia numeryczne dla wybranego przedstawionego przypadku obciążenia wykazały ze istnieje oś obrotu zawarta miedzy klamrami. Taki przypadek jest niekorzystny, gdyż powoduje niestabilność konstrukcji. Pozostałe wnioski zostaną przedstawione na konferencji.

LITERATURA

[1] A.Hohmann, W.Hielscher: Kompendium Techniki Dentystycznej - Protezy częściowe, Wydawnictwo Kwintesencja 1998 r.
[2] A. Budkiewicz: Protezy Szkieletowe, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004 r.
[3] J.D. Walter: Konstrukcje ruchomych protez częściowych, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1994r.
[4] L. Hupfaufa: Protetyka stomatologiczna, Protezy częściowe, Wydawnictwo Urban & Partner, Wrocław 1997r.
[5] S. Łaczek: Wprowadzenie do systemu elementów skończonych Ansys, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 1999 r.
[6] O. Zienkiewicz:Metoda elementów skończonych, Wyd. Arkady, Warszawa 1973 r.
[7] B. Młotkowska-Dejak: Komputerowa analiza naprężeń powstających w tkankach podłoża pod wpływem obciążeń mostów, Protetyka stomatologiczna XLII 3-4 1992r.
[8] R. Jabłoński, A. Dubojska: Zasady projektowania ramion klamer i podparć, Quintessence techniki dentystycznej, Tom I, numer 2/1996r.
[9] Gralewski J, Bogusławski G.; Wytrzymałość mostów protetycznych; Aktualne problemy biomechaniki Zeszyt nr1; Zeszyty naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Zakładu Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, 2007, str 203-209
[10] Grądzki R. , Gralewski J. , - Statics of the skeletal prosthesis- numerical analysis. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej 26/2006 127-132 str

NUMERICAL ANALYSIS OF STATIC PARTIAL DENTURE SUPPORTED PERIODONTIUM END GUM

Summary. The papers deals with the stress and strain analysis for arbitrary chosen construction of denture. The constrain reaction for different load cases was consider. The results of calculation allow to specify stiffness and strength for analysed denture. The obtained reaction allow to define the load subjected the teeth. The ANSYS software based on finite element method was employed for calculation. To create the virtual geometry of denture the opticalscanner was used. From the cloud of points the 3D model of denture geometry was build. In the first step the outer surface of denture was created and then in the second step from the surface the solid model was generated.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno Humanistyczna w Bielsku-Białej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu
Tadeusz ZDZIECH, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu

CZY CZĘSTE MYCIE SKRACA ŻYCIE PROTEZ DENTYSTYCZNYCH ?

Streczczenie. Celem pracy jest wskazanie wpływu nieprawidłowego użytkowania ruchomych uzupełnień protetycznych wykonanych z polimetakrylanu metylu na ich uszkodzenia, jak również oddziaływanie bakterii znajdujących się w jamie ustnej na substancje zawarte w masie. W pracy przedstawiono też, zależność stosowanych chemicznych środków służących do oczyszczania i dezynfekcji, na właściwości fizyczne tworzywa akrylanowego.

1. WSTĘP

Dość często pojawia się pytanie czy dbając o higienę protez dentystycznych możemy doprowadzić do ich uszkodzenia? Aby odpowiedzieć na nie, należy najpierw zastanowić się, co rozumiemy pod pojęciem protezy dentystycznej. Kontynuując można powiedzieć, że protezy dentystyczne są uzupełnieniem sztucznym, których celem i zadaniem jest morfologiczna i estetyczna odbudowa utraconych struktur tkankowych jamy ustnej i twarzy. Wewnątrzustne protezy stomatologiczne odtwarzając zniszczone części zęba lub utracone zęby, zanikłe wyrostki zębodołowe, ubytki kości szczęki i żuchwy - odtwarzają równocześnie upośledzone funkcje jamy ustnej. Polegają one w głównej mierze na przywróceniu lub polepszeniu czynnościowej sprawności żucia, oraz zniekształconej mowy – artykulacji, w wyniku braku zębów. Pod względem umocowania w jamie ustnej, wśród protez zębowych można wyróżnić dwie zasadnicze grupy: protezy ruchome, protezy stałe [1].

Protezy ruchome to uzupełnienia wprowadzane do jamy ustnej i wyjmowane z niej przez pacjenta. Należą do nich: całkowite i częściowe protezy osiadające, protezy nakładowe i szkieletowe.

Protezy stałe są to uzupełnienia protetyczne trwale umocowane na zębach własnych pacjenta lub implantach, najczęściej za pomocą cementów. Do protez stałych należą: wkłady, korony i mosty oraz implanty. Rodzaj materiału, z jakiego może być wykonane uzupełnienie protetyczne (proteza) ma zasadnicze znaczenie na możliwość powstania uszkodzeń w czasie ich użytkowania. Materiałami tymi mogą być: polimery, kompozyty, metale, ceramika. [2, 3] Przykładowe uzupełnieni protetyczne ruchome przedstawiają rysunki 1, 2, 3, a uzupełnienia stałe rysunki 4, 5 ,6.

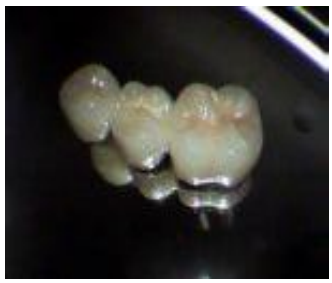
Rys.1. Proteza częściowa

Rys. 2. Proteza całkowita

Rys. 3. Proteza szkieletowa

Rys. 4. Wkład koronowy

Rys. 5. Korona porcelanowa



Rys.6. Most porcelanowy

2. USZKODZENIU PROTEZ RUCHOMYCH WYKONYWANYCH Z MASY AKRYLANOWEJ.

Najczęściej uszkodzenia protez zębowych mogą powstać w wyniku:

a) uderzenia,
b) ugniecenia,
c) złego przylegania do podłoża protetycznego,
d) środków służących do oczyszczania i dezynfekcji protez ruchomych,
e) szczotek z nieodpowiednim włosem,
f) związków zawartych w diecie,
g) flory bakteryjnej i grzybów.

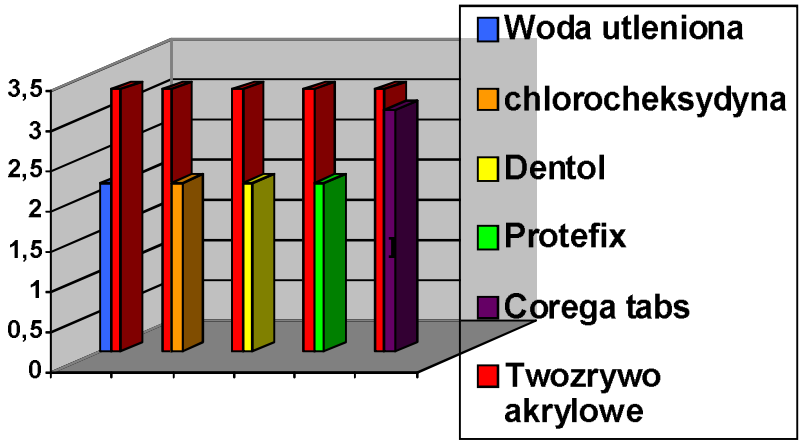
Materiał akrylanowy przeznaczony jest do wykonywania protez łączonych, płyt protez dentystycznych, zębów, podścieleń, prac kombinowanych. Charakteryzuje się wysoką jakością przetwarzania, dokładnością dopasowania, stabilnością kształtu i koloru. Powstaje w wyniku procesu polimeryzacyjnego polegającego na łączenia się wielu cząsteczek: monomeru (metyloakrylanu metylu - 91,9 %, dwumetylo akrylanu – środek sieciujący – 8,0 %, katalizatora 0,8 %) i polimeru (polimetyloakrylanu metylu 95,8 % zmiękczacza 3,5 %, nadtlenku dwubenzoilu 0,6 % i pigmentów < 0,1 %) w proporcji10 ml płynu do 22.5 g proszku [4].

Do wad standartowych mas akrylanowych należy jej mikroporowata struktura, monomer resztkowy i słaba odporność na uderzenie o twarde podłoże.

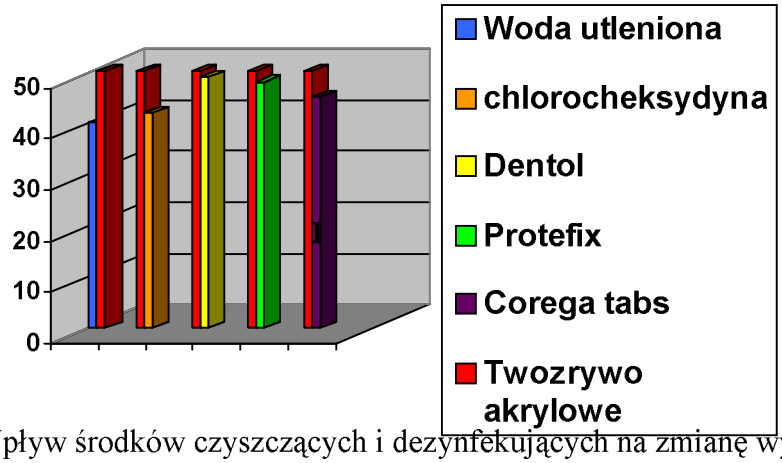
Z doświadczenia praktycznego wynika, że u około 70% pacjentów pęknięcie protezy następuje podczas mycia – upadek lub zgniecenie, 25%, w czasie spożywania posiłków i 5% w czasie „picia herbaty". Na uszkodzenie masy akrylanowej mogą wpływać również mikroorganizmy znajdujące się w jamie ustnej, które syntetyzują biopolimery, i je rozkładają.

Żywe mikroorganizmy takie jak np. różnego rodzaju bakterie są zdolne między innymi do wytwarzania enzymów oddziałujących z substancjami makrocząsteczkowymi, które prowadzą do degradacji polimerów. Rozwój mikroorganizmów na podłożu polimerowym jest spowodowany obecnością dodatków takich jak stabilizatory czy plastyfikatory.

Do podstawowych zabiegów higienicznych mających na celu utrzymanie protezy w czystości używana jest najczęściej zwykła szczoteczka do zębów z mydłem lub pastą do zębów. Należy pamiętać, że coraz częściej stosowane chemiczne środki służące do oczyszczania protez np. Dentol, Protefix, Corega Tabs i dezynfekujące jak np. woda utleniona oraz chlorcheksydyna, mają istotny wpływ na właściwości mechaniczne protez akrylanowych – starzenie - depolimeryzacja materiału. Mogą one spowodować podwyższenie twardości materiału, obniżenie własności fizycznych i chemicznych. Zbyt długi i częste stosowanie tych środków zwielokrotnia proces starzenia. Zależności substratów czyszczących i dezynfekujących na zmianę naprężeń i wydłużenia przedstawia rys. 7 i 8 [5].



Rys.7. Wpływ środków czyszczących i dezynfekujących na zmianę naprężenia w tworzywie akrylowym przy zerwaniu



Rys. 8. Wpływ środków czyszczących i dezynfekujących na zmianę wydłużenia względnego tworzywa akrylowego przy zerwaniu

Zdarzają się też przypadki wielogodzinnego moczenia protez w celu oczyszczenia w perhydrolu, spirytusie lub preparacie do wybielania „ACE". Sam okres użytkowania protez nie jest bez znaczenia. Powinien on wynosić około 5-ciu lat, pod warunkiem, że nie nastąpiły żadne zmiany podłoża protetycznego. Zdarzają się pacjenci użytkujący całkowite protezy nawet przez okres ponad 25 lat.

3. PODSTAWOWE ZABIEGI HIGIENY RUCHOMYCH PROTEZ ZĘBOWYCH.

3.1. Codzienne czyszczenie i mycie po każdym posiłku

Zachowanie protezy w czystości i we właściwej higienie jest bardzo ważne dla zdrowia, estetyki oraz zachowania neutralnego zapachu z ust. Brak higieny protez stanowi przyczynę stanów zapalnych błony śluzowej oraz upośledzenia smaku. W tym celu należy używać szczotek o twardym specjalnym włosiu, takich jak szczotka do protez lub szczotka do mycia rąk. Aby prawidłowo oczyścić protezę trzeba szczotkować ruchami okrężnymi wszystkie powierzchnie, a szczególnie te, które stykają się z błoną śluzową i gdzie występują retencje np. przestrzenie międzyzębowe. Podczas zabiegu czyszczenia, proteza powinna być trzymana nad miską lub umywalką, na której dnie kładziemy ściereczkę zabezpieczającą przed pęknięciem podczas przypadkowego upuszczenia. Do mycia protez należy używać past

i proszków specjalnie do tego przeznaczonych. Powinny one posiadać właściwości przeciwbakteryjne, polerujące, absorbujące zapachy silniej niż pasty do zębów.

Osoby uczulone na środki zapachowe mogą używać zwykłego nieperfumowanego mydła do rąk. Środki sanitarne najczęściej nie nadają się do czyszczenia protez, gdyż zawierają substancje chemiczne uszkadzające materiały uzupełnień protetycznych oraz są szkodliwe dla tkanek jamy ustnej. Czyszczenie protez powinno odbywać się po każdym posiłku. Każdorazowo czas oczyszczania powinien wynosić 2-5 min. Po każdym zabiegu czyszczącym należy protezę dobrze opłukać wodą. Pozostałe zachowane zęby należy bardzo starannie wyczyścić za pomocą szczoteczki i past zawierających dodatki fluoru.

Po zdjęciu protezy, jamę ustną powinno się przepłukać, stosując płukanki ziołowe lub użyć specjalnych płynów z chlorcheksydyną. Błonę śluzową można masować miękkimi szczotkami lub opuszkami palców w celu polepszenia ukrwienia.

3.2. Przechowywanie

Protezę po wyjęciu z ust, po dokładnym umyciu, należy przechowywać w suchym, przewiewnym pojemniku. Protezy nie należy przechowywać w wodzie, gdyż powoduje ona rozwój drożdżaków (grzybów), które mogą przeżyć na powierzchni protez nawet przez kilkanaście lat.

3.3. Stosowanie środków dezynfekcyjnych

Protezy powinny być odkażane co najmniej raz w tygodniu w roztworach o działaniu bakteriobójczym i antyseptycznym. Zabieg należy obowiązkowo wykonać po przebytej infekcji w obrębie jamy ustnej. Po każdorazowym przebyciu takich chorób jak: opryszczki, afty, zapalenie dziąseł, anginy lub infekcje gardła należy szczoteczkę do zębów wymienić na nową. Najprostszym sposobem dezynfekcji jest moczenie protezy przez całą noc w roztworze wody utlenionej (łyżka stołowa wody utlenionej 3% na szklankę wody -najlepiej destylowanej).

3.4. Kleje do protez

Środki adhezyjne - kleje do protez mogą być okresowo stosowane w czasie adaptacji protez u pacjentów z trudnymi warunkami anatomicznymi lub po zaniku tkanki kostnej np. protez natychmiastowych.

3.5. Użytkowanie protez

Prawidłowo wykonana proteza może być użytkowana przez cały dzień, chyba, że inaczej zaleci lekarz stomatolog. Z wiekiem w jamie ustnej zachodzą zmiany, kość pod śluzówką zanika. Proteza z biegiem czasu może wymagać podścielenia- czasowego uszczelnienia lub ponownego wykonania. Protezy powinny być wymieniane na nowe po około 5-ciu latach od momentu wykonania.

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie powyższych rozważań można stwierdzić co następuje. Przesadna dbałość o higienę protez zębowych za pomocą zalecanych i niezalecanych środków czyszcząco - dezynfekujących jak i nieodpowiednie obchodzenie się z wykonanymi uzupełnieniami, mogą doprowadzić do ich uszkodzenia lub zniszczenia.

LITERATURA

[1]. Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych, SZ-W, Kraków 1998.
[2]. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego, Sanmedica Warszawa 1997
[3]. S. Błażewicz, L. Stoch:. Biomateriały, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003
[4]. Robert G Craig:. Materiały stomatologiczne, Urban & Partner, 2006.
[5]. Kozłowska A., Światłowska M.: „Wpływ środków czyszczących na właściwości tworzyw sztucznych stosowanych w protezach stomatologicznych" Dwumiesięcznik techniczno - informacyjny: Tworzywa sztuczne i chemia, nr.4, Racibórz.

DOES FREQUENT WASHING REDUCE THE DURABILITY OF DENTAL PROSTHESIS?

Summary. The aim of this paper is to demonstrate the influence of improper use of the movable dentures made of polymethyl methacrylate on their damages as well as the influence of bacteria in the oral cavity on the substances included in the mixture. This paper shows also the dependence of the chemical agent used to wash and disinfection on the physical properties of acrylate material.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Bolesław KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Firma Biomedyczna, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski
Aldona KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Firma Biomedyczna, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

BIOZGODNOŚĆ STOPÓW PROTETYCZNYCH W FUNKCJI CZASU

Streszczenie. Od przeszło 3000 lat główną grupą materiałów, przeznaczonych do implantacji w organizmie ludzkim są metale i ich stopy. W ostatnim stuleciu najczęściej używana była i jest do dzisiaj implantacyjna stal austenityczna. W ostatnich 30 latach częściowo wyparły ją stopy niklu, kobaltu czy tytanu.

Jedną z funkcji, mających wpływ na biozgodność materiału jest czas przebywania konstrukcji w agresywnym środowisku płynów ustrojowych. Autorzy podjęli próbę określenia zakresu zmian w materiałach metalicznych, po długotrwałej implantacji w jamie ustnej.

Celem pracy jest określenie wpływu czasu użytkowania na zmianę właściwości materiałowych stopów stomatologicznych. W jej zakresie mieszczą się mikroskopowe badania metalograficzne, mikroanaliza rentgenowska oraz badania mikrotwardości.

Wstępna analiza wyników potwierdza tak szerokie rozpowszechnienie implantacyjnej stali austenitycznej.

1. WSTĘP

Materiały stosowane w organizmie ludzkim powinny oprócz odpowiednich właściwości mechanicznych cechować się wysoką biozgodnością. Czyni je to przydatnymi w leczeniu i rehabilitacji człowieka [1].

Pierwszym etapem produkcji materiałów biokompatybilnych, jest nadanie im pożądanych cech mechanicznych, aby mogły bezpiecznie pracować w warunkach określonych obciążeń [2]. Tak zaprojektowany materiał poddaje się cyklowi testów biologicznych, mających określić jego wpływ na żywy organizm [1]. Pozytywny rezultat tych testów, pozwala na wprowadzenie materiału do obrotu, jako wyrób medyczny.

Jednak wysoce agresywne środowisko organizmu, może powodować zmiany w konstrukcji, związane z czasem ekspozycji. Dodatkowym czynnikiem ryzyka obarczone są materiały przewodzące ładunek elektryczny (materiały metaliczne). Projekt gotowej konstrukcji powinien wykluczać lub przynajmniej minimalizować możliwość wystąpienia ogniw galwanicznych [3, 4, 5, 6, 7, 8].

Obszary w organizmie, zawierające płyny ustrojowe są szczególnie narażone na skutki reakcji elektro-chemicznych [3, 4, 5, 6, 7, 9].

Transport masy pomiędzy stopem a organizmem, może być powodem wielu groźnych schorzeń, jak również niekorzystnie wpływać na właściwości mechaniczne konstrukcji [10, 11, 12].

Badania materiałów metalicznych w funkcji czasu użytkowania, są istotne w określeniu stopnia zmian założonych pierwotnie parametrów, tak mechanicznych jak i biologicznych [13, 14].
Wyniki takich badań wyznaczają kierunek zmian w projektowaniu materiałów dla medycyny.

2. BADANIA WŁASNE

Analizie poddano części metaliczne oraz niemetaliczne użytkowanych uzupełnień protetycznych. Do badań przeznaczono część „protezy szkieletowej" (rys. 1) po pięcioletnim okresie użytkowania, sporządzonej ze sprężysto-twardego stopu protetycznego, o składzie chemicznym według danych producenta, podanym w wagowych procentach: Co – 64.8, Cr – 28.5, Mo – 5.3, Si, Mn i C – poniżej 1%. Przedmiotem analizy były również elementy „mostów protetycznych" (rys. 2 i 3) po ponad 20-to letnim przebywaniu w jamie ustnej. W czasie ich produkcji, materiałem wykorzystywanym do wykonywania części metalicznych takich konstrukcji była austenityczna stal implantacyjna AISI 316L. Stąd celem opisu stanu początkowego przyjęto skład chemiczny tej stali w procentach wagowych: Fe – 68.5, Cr – 17, Ni – 12, inne 2.5 [15].

Rys. 1. Widok ogólny „protezy szkieletowej"

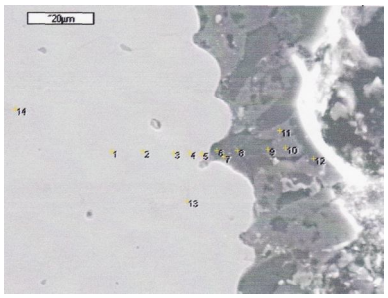
Rys. 2. Część „mostu protetycznego", przeznaczona do badań i opisana jako – **stal 1**

Rys. 3. Część „mostu protetycznego", przeznaczona do badań i opisana jako – **stal 2**

Nadmienić należy również, iż materiał badawczy opisany jako stal 1 i stal 2, pochodził od różnych pacjentów.

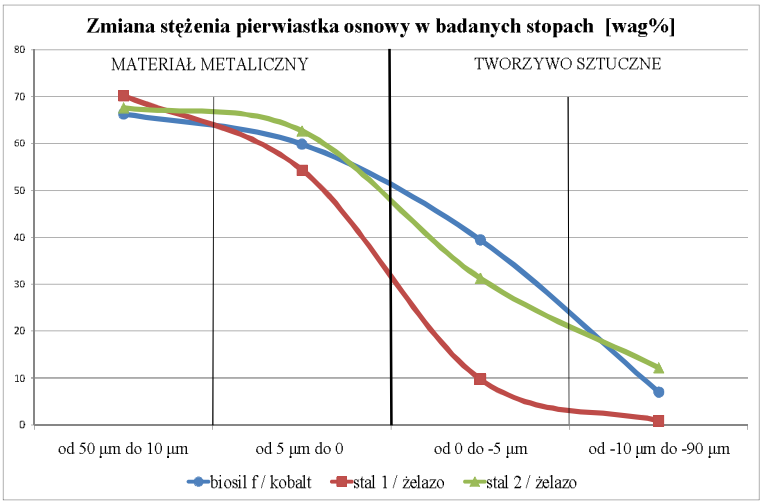
3. WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Analizę zmian stężeń pierwiastków dokonano na przekrojach poprzecznych, badanych próbek w punktach mikroanalizy RTG, jak przykładowo przedstawiono na rysunku 4, analogicznie dla każdego z materiałów.



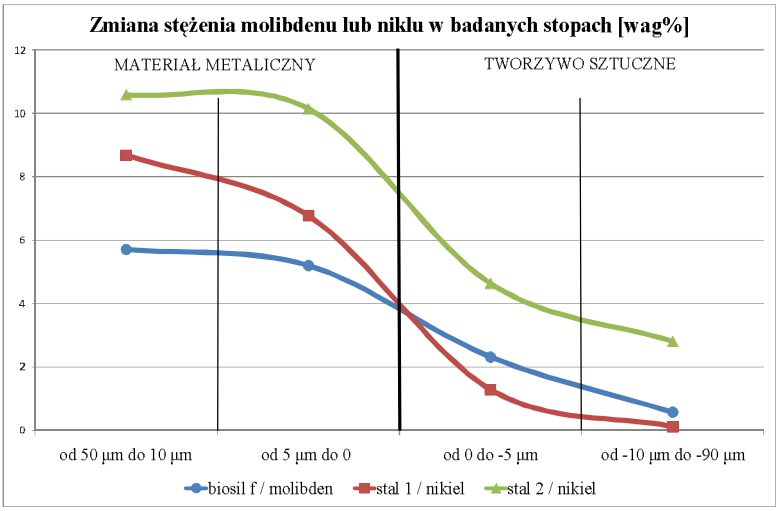
Rys. 4. Obraz z mikroskopii skaningowej dla stali 1, widoczne punkty mikroanalizy RTG, pow 1000x

Dla potrzeb analitycznych, dokonano podziału obszaru badawczego na cztery strefy, będące obrazem zakresu analizy w funkcji odległości od obserwowalnej granicy pomiędzy materiałem metalicznym a niemetalicznym. Stąd wyniki w strefach granicznych należy traktować jako informację o zmianach a nie o rzeczywistym stężeniu pierwiastka w danym punkcie pomiaru. Wyniki w poszczególnych strefach uśredniono.
Zmiany stężeń, tak pierwiastków bazowych (żelaza czy kobaltu) jak również dodatków stopowych niklu lub molibdenu zachowują się w sposób oczekiwany (rys. 5, 6).

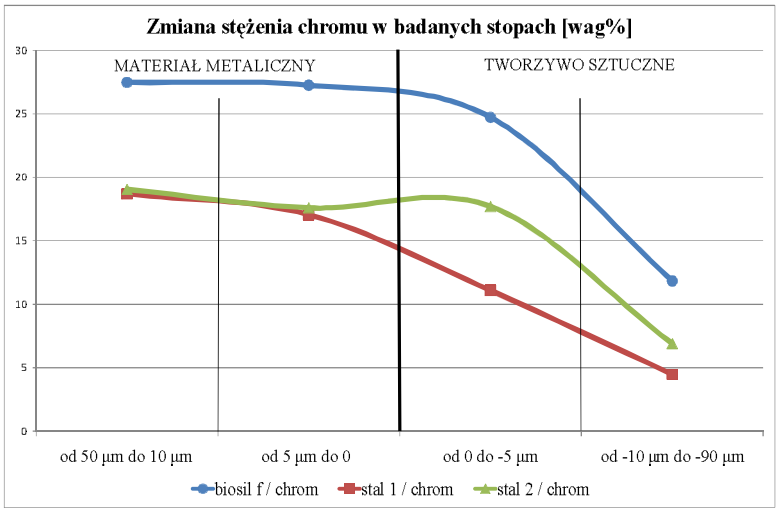


Rys. 5. Zmiana stężenia pierwiastka bazowego (kobaltu lub żelaza) dla badanych stopów wyrażona w [wag%]

Wysokie stężenie w częściach metalicznych (Co~66%, Fe~69%) i zanikające w częściach z tworzywa (Co~7%, Fe~5%), informują o transporcie masy pomiędzy częściami uzupełnień protetycznych, co obrazuje również wymianę ze środowiskiem zewnętrznym, ale na niewielkim obszarze w okolicy granicy materiałów.



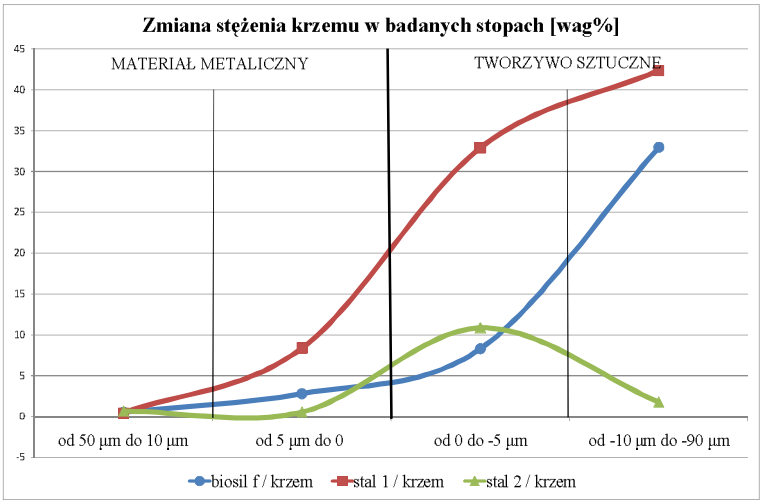
Rys. 6. Zmiana stężenia pierwiastków będących dodatkami stopowymi (molibdenu lub niklu) wyrażona w [wag%]



Rys. 7. Zmiany stężenia chromu w badanych stopach wyrażona w [wag%]

W przypadku chromu (rys. 7), niepokojąco wysokie stężenie rejestrowano w strefie oddalonej więcej niż 10 µm od widocznej granicy materiałów. Są to wartości rzędu 5 do 12 procentów wagowych, przy stężeniu wyjściowym od 18 do 28 [wag%]. Przy niskich wartościach stężeń innych pierwiastków metalicznych, stan taki świadczy o dużym transporcie masy. Pierwiastek ten stanowiący nieocenione zabezpieczenie przed korozją, może przedostawać się do organizmu, wywołując zaburzenia związane z jego podwyższonym stężeniem.

Zawartość krzemu, będącego wyznacznikiem pojawienia się tworzywa sztucznego rośnie wraz z oddalaniem się od granicy ze stopem protetycznym (rys. 8). Odmienny wynik w przypadku materiału opisanego jako stal 2, jest wynikiem śladowych ilości tworzywa sztucznego w próbce, co widać na rysunku 3.



Rys. 8. Zmiana stężenia krzemu w badanych stopach wrażona w [wag%]

4. WNIOSKI

1. W przypadku zastosowania stopu protetycznego w połączeniu z tworzywem sztucznym, występuje transport masy pomiędzy materiałami w funkcji czasu.
2. Transport masy nie zależy od zastosowanego stopu protetycznego.
3. Niezależnie od zastosowanego stopu protetycznego, rejestrowane jest wysokie stężenie chromu w tworzywie sztucznym.
4. W przypadkach stosowania materiałów metalicznych na konstrukcje protetyczne, występuje niebezpieczeństwo przedostania się pierwiastków ciężkich do organizmu.
5. Badane stopy protetyczne spełniły założenia konstrukcyjne.
6. Najsłabszym ogniwem w protetycznych konstrukcjach złożonych są materiały pośrednie, stosowane jako łącznik pomiędzy tworzywem sztucznym a stopem.

LITERATURA

[1] J. Marciniak, Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
[2] K. Przybyłowicz, Metaloznawstwo, Wydanie piąte poprawione i uzupełnione, WNT, Warszawa 1992, 1994, 1996
[3] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, „Odporność korozyjna stopów metalicznych na bazie kobaltu w obecności płynu ustrojowego", Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Zakładu Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki 01/2007 „Aktualne problemy biomechaniki", Wydawnictwo Katedry Mechaniki Stosowanej, Gliwice 2007, s. 39-44
[4] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, „Odporność korozyjna stopów dentystycznych", Ochrona przed korozją – wydanie specjalne 11s/A/2007, Wydawnictwo Czasopism i Książek Technicznych SIGMA-NOT Spółka z o.o., Gliwice 2007, s. 187-191
[5] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, IV Konferencja Naukowa „Majówka Młodych Biomechaników 2007" Szczyrk, 2007, sesja 3 – ref. 1
[6] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, VIII Międzynarodowa Konferencja Naukowa „Inżynieria Stomatologiczna – Biomateriały", Ustroń, 2007, ref. 37

[7] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, XIII Ogólnopolskie Sympozjum Naukowo – Techniczne „Nowe Osiągnięcia w Badaniach i Inżynierii Korozyjnej", Poraj, 2007, piątek – sala A, ref. 2

[8] St. Błażewicz, L. Stoch, Biomateriały, Tom 4, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003

[9] E. C. Combe, Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa, 1977

[10] M. Hajduga, B. Kalukin, A. Kalukin, V Konferencja Naukowa „Majówka Młodych Biomechaników 2008", Szczyrk, 2008, sesja 3 – ref. 1

[11] B. Kalukin, A. Kalukin, M. Hajduga, IX Międzynarodowa Konferencja Naukowa „Inżynieria Stomatologiczna – Biomateriały", Ustroń, 2008, ref. 21

[12] M. Hajduga, B. Kalukin, A. Kalukin, „*Odporność korozyjna stopów metalicznych na bazie kobaltu w obecności płynu ustrojowego*", Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Zakładu Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki 02/2008 „Aktualne problemy biomechaniki", Wydawnictwo Katedry Mechaniki Stosowanej, Gliwice 2008, s. 59-64

[13] M. Hajduga, B. Kalukin, A. Kalukin, IX Seminarium Naukowe „Mechanika w Medycynie", Rzeszów – Boguchwała, 2008, ref. 21

[14] M. Hajduga, A. Kalukin, B. Kalukin, *„Ocena protezy dentystycznej po aplikacji w organizmie żywym"*, Mechanika w Medycynie 9, Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2008, s. 85-90

[15] H. Leda, Materiały w budowie maszyn i aplikacjach medycznych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2008

BIOCOMPATIBILITY OF PROSTHETIC ALLOYS AS A FUNCTION OF TIME

Summary. From 3000 years the majority of materials made for implantation in the human body are metals and alloys. In the last century the most commonly used was steel austenitic implantation. In the past 30 years, it was partly replaced by nickel alloys, cobalt alloys and titanium. One of the functions having the affect on biocompatibility of material is time of construction in aggressive environment, body fluids. The authors undertook an attempt to determine the extent of changes in the metallic materials after long-term implantation in the oral cavity. The aim of this work is to determine the effect of time for a change of using the material used in dental alloys. In this field there are metallographic microscopic examinations, X-ray microanalysis and micro hardness. Preliminary analysis of the results confirms such a wide spread of implantation austenitic steel.

Maciej HAJDUGA, Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała
Wojciech ZAJĘCKI, Katedra i Zakład Patomorfologii, Katedra i Zakład Patomorfologii, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrzu

WPŁYW POWŁOK METALICZNYCH IMPLANTÓW NA ZMIANY W TKANCE MÓZGOWEJ I KOSTNEJ SZCZURÓW

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań histopatologicznych mózgu oraz kości czaszki szczura, do którego na okres 120 dni zaimplantowane były próbki wykonane z miedzi pokrytej srebrem. Wyniki badań wskazują na dobrą tolerancję wszczepionych implantów w zadanym okresie trwania doświadczenia.

1. WSTĘP

Materiały stosowane na implanty metaliczne muszą spełniać określone wymogi. Wynikają one z funkcji jaką mają one pełnić w organizmie, z uwzględnieniem ich odporności na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych oraz wymaganych właściwości mechanicznych, istotnych ze względu na przenoszone obciążenia. Podstawowym kryterium przydatności tworzyw metalicznych jest jednak odpomość na korozję, z którą związana jest ich biotolerancja.

Badania Marciniaka i Szczurka [1, 2] wykazały, że w konsekwencji rozwoju korozji, powstaje w pobliżu implantu torebka łącznotkankowa z odczynami fagocytarnymi i pomnażaniem włókiem kolagenowych, ich szkliwienie oraz metaloza. Metaloza jest to lokalne oddziaływanie jonów metali lub produktów korozji implantu na tkanki organizmu.

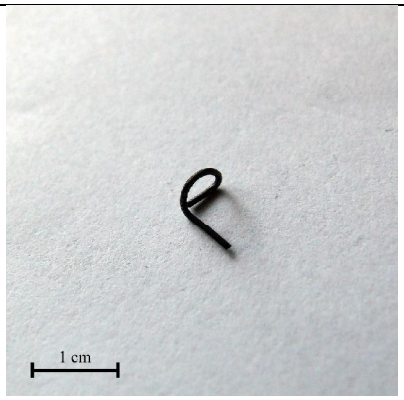
W licznych pracach doświadczalnych i klinicznych wykazano, że korozji ulegają implanty wykonane ze wszystkich podstawowych stopów metali, nawet stopów metali szlachetnych [3, 4, 5].

Pomimo nieustannego postępu inżynierii materiałowej oraz zastosowania w medycynie najnowszych osiągnięć nauk technicznych nie udało się dotąd opracować stopów metali niepowodujących odpowiedzi biologicznej ze strony ustroju. Udowodniono, że biotolerancja stopów zależy od ich odporności korozyjnej [6, 7].

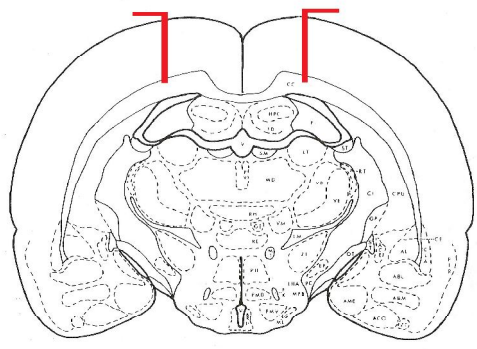
2. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

2.1. Implantacja

Do badań użyto drutów miedzianych o średnicy 0,5mm pokrytych warstwą srebra o grubości około 0,03mm. Wykonano z nich 10 implantów domózgowych w kształcie gwarantującym stabilność w tkance mózgowej zwierząt doświadczalnych (Rys. 1).



Rys. 1. Kształt implantu CuAg



Rys. 2. Miejsca wszczepienia implantów

Badania przeprowadzono na pięciu dorosłych samicach szczurzych, szczepu Wistar o masie ciała około 350g. Zwierzęta przebywały w czasie doświadczenia w pomieszczeniach o stałej temperaturze 22°C ± 1° w 12-godzinnym cyklu sztucznego oświetlenia. W całym okresie doświadczenia zwierzęta miały zapewniony swobodny dostęp do wody i standardowej diety. Przed wykonaniem zabiegu implantacji badanych drutów szczury znieczulono przez dootrzewnowe wstrzyknięcie wodzianu chloralu w dawce 300mg/kg (POCh Gliwice). Następnie umieszczano zwierzę w aparacie stereotaksycznym i stabilizowano w nim jego głowę. Pole operacyjne miejsca wszczepienia implantów na pokrywie czaszki odsłaniano przez usunięcie owłosienia. Nacinano skórę na pokrywie czaszki w sposób jałowy, odsuwano brzegi naciętej skóry, zsuwano tkankę podskórną i powięź i odsłaniano kości pokrywy czaszki. W pokrywie czaszki nawiercano dwa symetryczne otwory: 2 mm do tyłu od szwu wieńcowego i 2 mm do boku od szwu strzałkowego a następnie poprzez te otwory wprowadzano implanty do mózgu szczura (Rys. 2). Ranę zamykano trzema szwami chirurgicznymi.

Szczury kontrolne były podobnie znieczulane jak szczury badane i poddane identycznemu zabiegowi operacyjnemu t. j. nacięciu skóry na czaszce zamknięciu ran szwami chirurgicznymi.

2.2. Badania histopatologiczne

Po 120 dniach od wszczepienia implantów nastąpiło uśmiercenie zwierząt doświadczalnych poprzez dootrzewnowe wstrzyknięcie śmiertelnej dawki wodzianu chloralu (1000mg/kg). Dokonano ich dekapitacji celem łatwiejszego otwarcia kości pokrywy czaszek. Następnie dokonywano bocznych nacięć kości, które uchylano do góry odsłaniając mózg. Po odcięciu cienkim skalpelem nerwów czaszkowych wydobywano mózg, który umieszczono w naczyniu z 4% roztworem formaliny celem utrwalenia. Proces utrwalenia trwał 7 dni. Następnie dokonano poprzecznego przekroju mózgów w płaszczyźnie poziomej starając się uwidocznić miejsca po implantacji.

Tak przygotowane mózgowie oraz kości pokrywy czaszki opracowywano jak typowy materiał histopatologiczny dokonując jego odwodnienia i odłuszczenia w autotechnikonie. W urządzeniu tym poprzez ciąg kąpieli, o zadanych czasach, w alkoholu, ksylenie i acetonie przygotowuje się tkanki do zatopienia w parafinie. Tak opracowane tkanki zatapiano następnie w parafinie uzyskując kostki, z których na mikrotomie opracowano skrawki grubości 5µm. Po przeniesieniu na szkiełko podstawowe i zabarwieniu metodą hematoksylina-eozyna uzyskano preparaty histopatologiczne. Preparaty te oceniano następnie w mikroskopie świetlnym w powiększeniach od 100x do 400x. W ocenie mikroskopowej w pierwszej kolejności porównywano miejsca implantacji w obu półkulach każdego mózgu

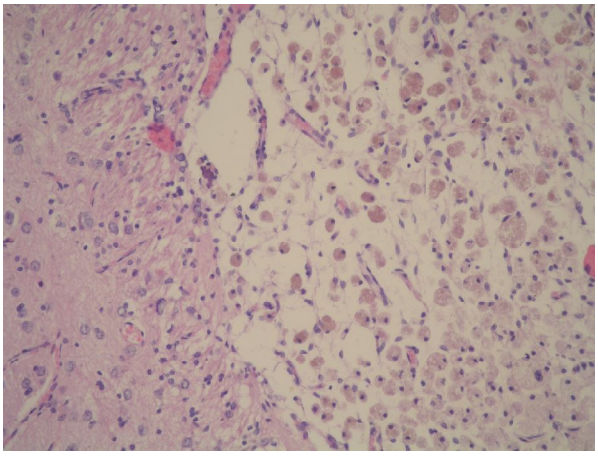
celem wyeliminowania zmian wtórnych związanych najczęściej uszkodzeniem dużego naczynia lub z próbą usunięcia implantu.

Przykładowe zdjęcia preparatów histologicznych przedstawiono na rys. 3 i 4.

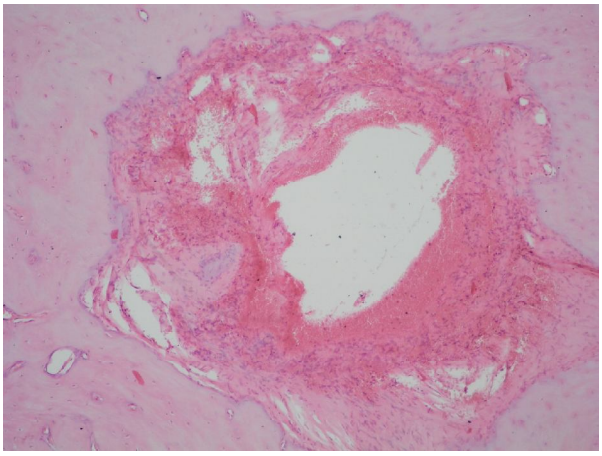
W ocenie mikroskopowej zwracano uwagę na następujące elementy:

- obecność światła po usuniętym drucie. Brak światła lub jego częściowe zrośnięcie świadczyło o całkowitym lub częściowym usunięciu implantu w czasie trwania eksperymentu.,
- obecność i szerokość blizny glejowej.
- obecność makrofagów i leukocytów świadczących o toczącym się procesie zapalnym na styku tkanek mózgu z implantem.
- szerokość pasa zaniku komórek gleju wokół implantu mogącego świadczyć o toksycznym wpływie implantu na otaczające tkanki mózgowia.
- obecność złogów pochodzących z powierzchni korodującego implantu.

3. WYNIKI BADAŃ



Rys. 3. Tkanka mózgowa szczura, okolica implantu CuAg. Faza uprzątania uszkodzonych tkanek. Widoczne liczne makrofagi obładowane żółtawo barwiącymi się fragmentami martwiczo zmienionych i sfagocytowanych tkanek oraz mnogie, proliferujące naczynia włosowate. W miejscach resorpcji obecne ogniskowo amorficzne zwapnienia. powiększenie 200x



Rys. 4. Tkanka łączna (kostna) szczura, okolica implantu CuAg. Widoczny wąski pas tkanki włóknistej otaczającej miejsce po implantacji stopu wolny od nacieków granulocytarnych. Powiększenie 100x

4. WNIOSKI

Wszystkie implanty wykonane z drutu miedzianego pokrytego srebrem były tolerowane przez okres 120 dni przebywania w organizmach żywych. U zwierząt objętych eksperymentem jak również u szczurów kontrolnych nie stwierdzono zachowań niefizjologicznych. Wszystkie zwierzęta dotrwały do końca eksperymentu.

Uzyskane preparaty histologiczne wskazują, że proces gojenia tkanek mózgowia i kości wokół implantu przebiega bez powikłań. Zmiany wydają się być raczej wtórne i związane z uszkodzeniami mechanicznymi w trakcie implantacji lub uszkodzeniami nawracającymi związanymi z mechanicznym poruszaniem po zabiegu.

Uzyskane wyniki badań wskazują na zasadność prowadzenia dalszych doświadczeń z użyciem miedzi pokrytej srebrem przy wydłużonym ponad 120 dni okresie przebywania implantów w tkankach jak również i innych materiałów bazowych pokrytych srebrem.

LITERATURA

[1] Szczurek Z., Marciniak J., Koczy B., Myrcik H.: Ocena biotolerancji implantów ze stali Co-Ni-Mo. Mater. Konf. Biomechaniki, Gdańsk, 1987, s. 537-541.

[2] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.

[3] Hędzelek W., Urbanek – Brychczyńska M., Wsiak W.: Badanie Eco-Tribo-Polarograficzne wybranych stopów protetycznych. Część II, Prot. Stom., 1999, XLVIX, 196-299.

[4] Klotzer W.: Metalle und Legirungen Korrosion, Toxikologie, sensibilisirende Wirkung (Teil II), ZWR 1991, 100, 6, s. 398-402.

[5] Klotzer W.: Biologische Aspekte der Korrosion. Dtsch Zahnarztl. Z., 1985, 40, 1141-1145.

[6] Grether N.: Biocompatibilitat, Allergien und Korrosionresisten z. Schweiz Monatschr. Zahnmed., 1993, 103, 11, s. 1486-1487

[7] Hędzelek W., Urbanek – Brychczyńska M., Wsiak W.: Badanie Eco-Tribo-Polarograficzne wybranych stopów protetycznych. Część II, Prot. Stom., 1999, XLVIX, s. 196-299.

CHOSEN METALLIC MATERIALS IN PRESENCE OF CEREBRAL TISSUE

Summary. Paper presents the results of histophatological investigations of rats cerebral and osseous tissues being in contact with silver coated copper implants. Period of implantation carried out 120 days. Results of research indicate for good tolerance of implanted material in assigned period of enduring of experience.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno Humanistyczna w Bielsku-Białej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu
Piotr ZDZIECH, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu

WPŁYW CZASU I TECHNIK POLIMERYZACJI NA MIKROTWARDOŚĆ I STRUKTURĘ MASY POLIMETAKRYLANOWEJ

Streszczenie. Celem pracy jest zbadanie wpływu czasu i technik polimeryzacji na strukturę otrzymanego polimetakrylanu metylu, polimeryzowanego na gorąco. Zakres pracy obejmuje wykonanie próbek różnymi technikami polimeryzacji, w zależności od czasu i temperatury oraz określenie mikrotwardości, a także badanie strukturalne powierzchni. Badania twardości według Rckwella i Shore`a potwierdziły wpływ procesów polimeryzacyjnych na twardość i strukturę materiału.

1. WSTĘP

Protezy ruchome całkowite i częściowe mające za zadanie odbudowywanie brakujących zębów wraz tkankami miękkimi. Są najczęściej wykonywanymi uzupełnieniami protetycznymi. Ich zadaniem jest szybka i stosunkowo tania poprawa wyglądu estetycznego jak i odtworzenie funkcji żucia (odbudowa układu stomatognatycznego). [1, 2] Wykonywane są one najczęściej z mas polimerowych utwardzanych na zimno lub gorąco. Należą do bardzo dużej i ważnej grupy materiałów sztucznych stosowanych we wszystkich dziedzinach naszego życia. Masy akrylanowe, które otrzymuje się głównie w wyniku polimeryzacji estru kwasu metakrylanowego, przeznaczone są do wykonywania płyt protez dentystycznych, zębów, podścieleń i prac kombinowanych. [3, 4] Charakteryzuje się ona wysoką jakością przetwarzania, dokładnością dopasowania, stabilnością kształtu i koloru. Powstaje w wyniku procesu polimeryzacyjnego polegającego na łączenia się wielu cząsteczek monomeru (metyloakrylanu metylu, dwumetylo akrylanu – środek sieciujący, katalizatora) i polimeru (polimetyloakrylanu metylu, zmiękczacza, nadtlenku dwubenzoilu, i pigmentów) w odpowiednich proporcjach [5, 6].

2. METODYKA BADAŃ

Metoda 1 (krótki okres gotowania)

- Faza I - tak zwanego mokrego piasku
- Faza II - pęcznienia
- Faza III - rozklejania
- Faza IV - nitek
- Faza V - ciasta – masa w tej fazie została wtłoczona powoli do formy pod ciśnieniem czterech atmosfer. Po sprasowaniu masy i umieszczeniu puszki w ramce i w pojemniku z zimną wodą temperatura wody została podniesiona do 100^{o}C. Przez 30

minut puszkę z ramką utrzymywano w temperaturze 90°C, a następnie chłodzono w zimniej wodzie przez 15 minut.

Metoda 2 (przedłużana wstępna polimeryzacja)

- Faza I – masa w tej fazie została umieszczona na 15 minut w lodówce w temp. ok. 5° C, gdzie nastąpiło przedłużenie wstępnej polimeryzacji (faza II, III, IV, V). Po wyjęciu masa została wtłoczona do formy pod ciśnieniem czterech atmosfer. Następnie puszkę osadzoną w ramce, którą umieszczono w pojemniku z zimną wodą. Temperaturę podnoszono wolno do 100°C, a następnie przez 1,5 godziny temperaturę wody utrzymywano w około 90°C. Po tym okresie pozostawiono puszkę w wodzie do czasu ostygnięcia.

Metoda 3 (według zaleceń producenta)

- Faza I, II, III IV temperatura standartowa (pokojowa).
- Faza V – masa w tej fazie została wtłoczona powoli do formy pod ciśnieniem czterech atmosfer. Po sprasowaniu masy i umieszczeniu puszki w ramce i w pojemniku z zimną wodą temperaturę podniesiono do 80°C i wytrzymano w niej przez 15 min. Z kolei podniesiono temperaturę do 100°C i gotowano 45 min. tym okresie wyłączano gotowanie i pozostawiono do ostygnięcia puszkę w wodzie.

Metoda 4 (długi okres polimeryzacji końcowej)

- Faza I, II, III, IV temperatura standardowa (pokojowa)
- Faza V - masa w tej fazie została powoli wtłoczona do form pod ciśnieniem czterech atmosfer, a następnie puszkę z ramką umieszczałem w wodzie o temperaturze 100°C. Po wyłączeniu ogrzewania pozostawiano ją na 10 godzin, poczym znów włączano gotowanie do momentu osiągnięciu 100°C. Puszka z ramką gotowała się przez 30 minut. Po tym okresie wyłączano gotowanie i pozostawiono puszkę do ostygnięcia w wodzie.

3. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

Badania zostały wykonano na polimetakrylanie metylu o nazwie handlowej Meliodent Heat Cure firmy Heraeus Kulzer GmbH

4. WYKONANIE PRÓBEK DO BADAŃ TWARDOŚCI

Formy dwóch próbek zostały wykonane z drewna (rys.1):

- forma walcowata o wymiarach 30 mm, średnica 15 mm
- forma prostopadłościanu o wymiarach 57mm i szerokość 10 x 10 mm

Rys.1,2,3. Przygotowanie negatywu form

W następnym etapie pracy próbki zostały zainkludowane w specjalnej masie silikonowej o nazwie handlowej Orma Plus Lab (rys. 2), aby idealnie odwzorować przygotowane drewniane formy.
Następnie zainkludowane formy zostały zatopione pionowo w gipsie w części dolnej puszki protetycznej, a następnie po odizolowaniu powierzchni gipsowej została odlana część górna puszki. Po otworzeniu puszki i wyjęciu z masy silikonowej pierwowzorów próbek otrzymano negatywy form (rys.3).

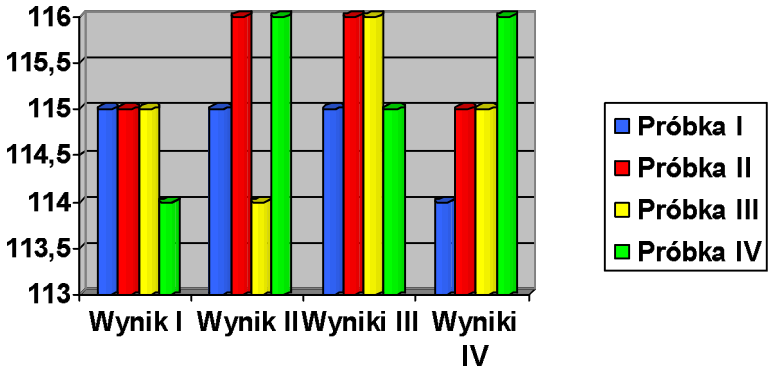
5. OCENA TWARDOŚCI MATERIAŁÓW PRZEZNACZONYCH DO BADAŃ

Badania mikrotwardości materiału zostały wykonane metodą Rockwella i Shore`a.
Średnia wyników badań Rockwella dla próbki 1 z czterech miejsc powierzchni wyniosły 114,75 HRL, dla próbki 2 115,5 HRL, dla próbki 3 115 HRL, dla próbki 4 115,25 HRL. Największą twardość wykazano dla próbki 2 i 4.
Średnia wyników badań Shore`a z czterech punktów powierzchni próbki nr 1 wyniosła 79,6 HS, dla próbki 2 81,4 HS, dla próbki 3 80,2 HS, dla próbki nr 4 81,8 HS. Wyniki badań Rockwella i Shore`a wykazały wpływ wstępnej jak i końcowej polimeryzacji próbki 4 i 2 na twardość warstwy wierzchniej materiałów przeznaczonych do badań.

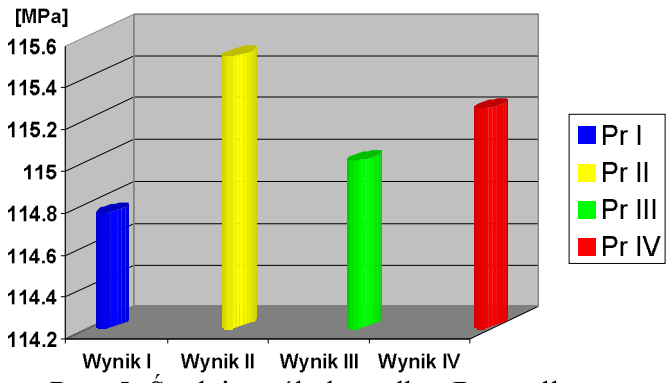
Metoda według Rockwella

Wyniki badań twardości według Rockwella dla następujących parametrów:
- obciążenie wstępne 98,07 N
- obciążenie główne 588,4 N
- średnica wgłębnika 6,35 ± 0.015 mm

podano na rysunku 4.



Rys. 4. Wyniki badań twardości próbki I, II, III, IV

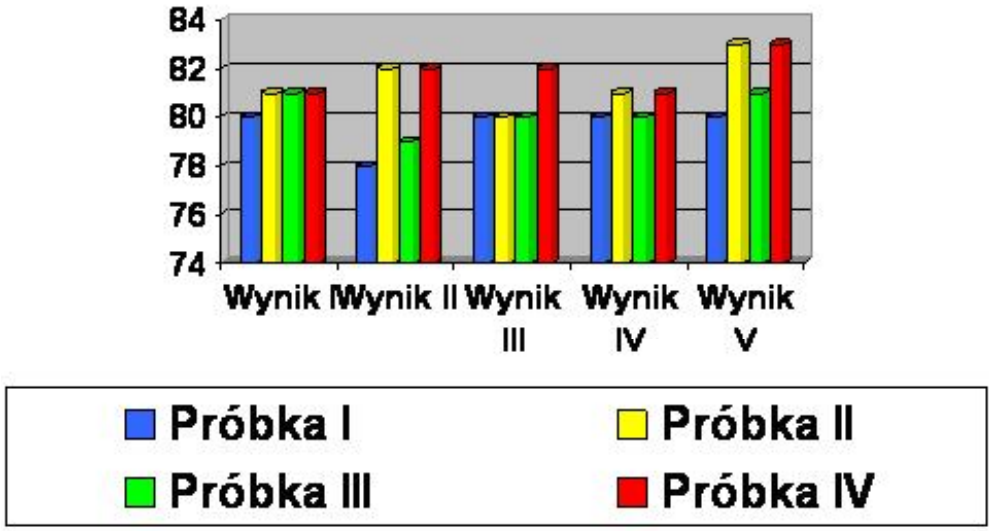


Rys. 5. Średnia próbek według Rocwella

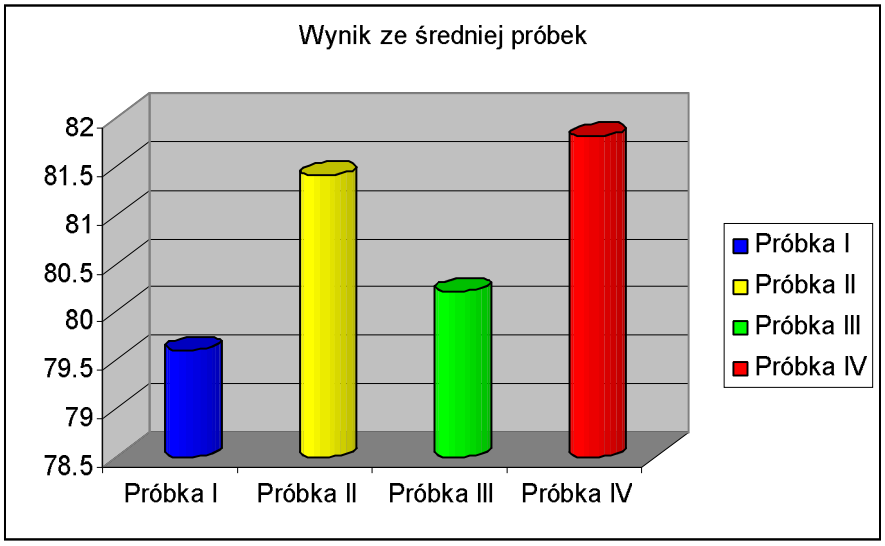
Natomiast średnie wartości twardości powierzchniowej badanych próbek podano na rysunku 5.

Metoda według Shoer`a

Wynik badań twardości próbek I, II, III, IV według Shore`a zamieszczono na rysunku 6.



Rys. 6. Wynik próbek, według Shoer`a



Rys. 7. Wynik średniej próbek, według Shoer`a

Średnie wartości twardości powierzchniowej dla badanych próbek zamieszczono na rysunku 7.

6. PRZYGOTOWANIE PRÓBEK DO BADAŃ STRUKTURALNYCH MIKROSKOPOWYCH

Pierwszym etapem przygotowania preparatów do badań było inkludowanie krążków akrylowych w żywicy Metafix-20.

Właściwa objętość żywicy akrylowej w stosunku do wielkości próbki ma decydujące znaczenie dla uzyskania prawidłowej oprawy. Zalanie małej próbki w foremce o średnicy 40 mm powoduje wydzielenie nadmiernego ciepła wskutek zachodzącej reakcji chemicznej podczas wiązania żywicy. Może to doprowadzić w niektórych przypadkach do zniszczenia próbki i powstania bardzo dużego skurczu.

O ile to możliwe należy tak dobierać średnicę foremki, aby odległość między ściankami foremki, a próbką wynosiła ok. 5 mm (/0.2").

7. WYNIKI BADAŃ STRUKTURALNYCH PRÓBEK

Badania makrostruktury przy pomocy mikroskopu stereoskopowego i metalograficznego ujawniły w próbce 1 rys. 8 artefakty w postaci mikroporów świadczących o nieprawidłowo przeprowadzonym procesie polimeryzacji (zbyt szybkie podnoszenie temperatury i zbyt gwałtowne chłodzenie próbki). Podobne efekty można zauważyć w próbce 3 rys. 10. Umiejscowione są one na około obrzeża, sięgając 1/3 powierzchni badanej próbki. Świadczą o tym, że zastosowanie zaleceń producenta dotyczące wykonania standardowej grubości płyty protezy wynoszącej około 2 – 3 mm nie spełnia zadania w stosunku do badanej próbki, której średnica wynosiła 15 mm.

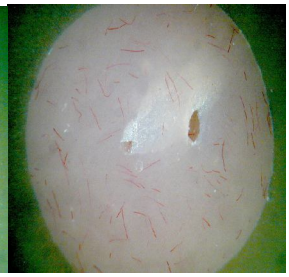
Puste przestrzenie w próbce 4 rys. 11 świadczą jedynie o tym, że w czasie procesu wtłaczania masy akrylanowej do formy przez przypadek zostało w niej zamknięte powietrze. Sama struktura masy akrylanowej jest prawidłowa.

W próbce nr 2 rys. 9 nie zaobserwowano żadnych uszkodzeń struktury materiału, które świadczą o prawidłowo przeprowadzonym procesie polimeryzacyjnym.

Rys. 8. Próbka 1.

Rys.9. Próbka 2.

Rys. 10. Próbka 3.



Rys. 11. Próbka 4.

8. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań i analiz można przedstawić, co następuje:

1. Gwarancją otrzymania materiału polimeryzacyjnego spełniającego prawidłowe wymagania mechaniczne, fizyczne, chemiczne czy też biologiczne jest właściwie przeprowadzony proces polimeryzacyjny, w którym w zależności od grubości materiału należy przedłużyć proces wstępnej polimeryzacji.
2. Wyniki badań makro i mikrostruktury ujawniły negatywny wpływ przeprowadzonych procesów polimeryzacyjnych w próbce 1 i 3.
3. Badania mikrotwardości według Rckwella i Shore`a potwierdziły wpływ procesów polimeryzacyjnych na twardość i strukturę materiału.

LITERATURA

[1] M. Blicharski.: Wstęp do Inżynierii Materiałowej. WN-T, Warszawa 1998.
[2] W. Szlezynngier.: Tworzywa sztuczne Tom III. Rzeszów 1999.
[3] Izabella Hyla.: Tworzywa sztuczne. WPŚ Gliwice 2000.
[4] Z. Dylag, A. Jakubowicz, Z. Orłoś .: Wytrzymałosc materiałów, t. 1. Warszawa, WNT, 1999.
[5] J. Pieluchowski, A. Puszyński.: Technologia wytwarzania tworzyw sztucznych WN-T Warszawa 2003.
[6] E.C. Combe.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.

INFLUENCE OF TIME AND POLYMERIZATION TECHNIQUES ON THE STRUCTURE OF RECEIVED HOT POLYMERIZED POLYMETHYL METHACRYLATE

Summary. The aim of this work is to examine the influence of time and polymerization techniques on the structure of received hot polymerized polymethyl methacrylate.

The work range includes making samples according to various polymerization techniques depending on time and temperature, determination of micro-hardness as well as surface structural examination. Hardness examination according to Rckwella and Shore confirmed the influence of polymerization processes on the hardness and material structure.

Grzegorz ILEWICZ, Dagmara TEJSZERSKA Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

MODELOWANIE ODDZIAŁYWA DYNAMICZNYCH W STRUKTURZE MASTER - SLAVE TELEMANIPULATORA TORAKOSKOPOWEGO ROBIN HEART 1

Streszczenie. W pracy zaprezentowano bryłowy model dynamiczny w strukturze MASTER - SLAVE telemanipulatora torakoskopowego Robin Heart 1 zbudowany w celu próby odwzorowania zjawisk siłowych, tribologicznych oraz stanów naprężenia powstałych podczas ruchu.

Model umożliwia rozwiązanie zagadnienia dynamiki w sposób iteracyjny dla dwóch głównych elementów systemu telemanipulatora. Pierwszy to zadajnik przemieszczeń i sił wzorowany na przyrządzie endoskopowym. Drugi to ramię manipulatora o kinematyce sferycznej i sumarycznej ruchliwości równej 12. Elementy systemu są ze sobą sprzężone kinematycznie.

W celu szybkiej zmiany kształtu brył składowych modelu zastosowano parametryczny sposób konstruowania geometrii oraz tworzenia par kinematycznych. Daje to możliwość modyfikowania parametrów inercyjnych dla ruchu postępowego i obrotowego modelu poprzez zmianę przekrojów profili. Zagadnienie dynamiki polegające na wyznaczeniu sił i momentów sił zostało rozwiązane przy zastosowaniu solvera programu Adams. Natomiast stan naprężeń, przemieszczeń i odkształceń jest modelowany przy użyciu aplikacji MES, CosmosWorks. W procesie iteracyjnym wyznaczane jest maksymalne naprężenie powstałe w analizowanym ciele na skutek modelowanych oddziaływań dynamicznych i dla tej chwili czasu generowane są mapy naprężeń redukowanych wg energetycznej hipotezy Hubera. Dyskretyzacji ciał dokonano elementem typu tetra czterowęzłowym o 12. stopniach swobody.

1.WSTĘP

Stosowanie systemów telemanipulacyjnych w medycynie, szczemgólnie podczas operacji torakoskopowych związanych z naprawą uszkodzonego układu sercowo-naczyniowego, można uznać jako jedno z najnowszych osiągnięć w kardiochirurgicznej terapii operacyjnej. Zalety zabiegu minimalnie inwazyjnego ze znaczną precyzją zostały udowodnione, a procedury z użyciem telemanipulatorów w niedalekiej przyszłości będą wykonywane z dużym prawdopodobieństwem w większości cywilizowanych krajów świata.

Telemanipulatory torakoskopowe i roboty medyczne są projektowane, konstruowane, produkowane i wreszcie testowane kliniczne w stosunkowo niewielu ośrodkach zajmujących się sprzętem medycznym w skali globalnej. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu realizuje obecnie kompleksowy projekt związany ze stworzeniem rodziny telemanipulatorów przeznaczonych do wykonywania procedur kardiochirurgicznych [5]. Zakończone sukcesem w postaci generacji urządzeń prototypowych, po udanych testach klinicznych na zwierzętach, telemanipulatory o nazwie Robin Heart w przyszłości mogą znaleźć uzasadnione miejsce na

rynku urządzeń medycznych zdominowanych obecnie przez tylko jeden wytwór: amerykański telemanipulator da Vinci.

2. STRUKTURA MODELU DYNAMIKI TELEMAINPULATORA ROBIN HEART 1

Bryłowy model wieloczłonowy (prototyp wirtualny) został zbudowany z elementów geometrycznie analogicznych do części składowych prototypu telemanipulatora Robin Heart 1. Modelowanie odbywało się w przestrzeni wirtualnej natomiast zapis geometrii był typu 3D. Tego typu podejście jest możliwe z użyciem dowolnego modelera CAD i wobec obecnej wiedzy w tym zakresie nie wymaga opisu. Dla każdego utworzonego elementu przyjęto własności fizykalne gęstości odpowiadających im elementów prototypu. Były to stal (7850 kg/m^3) i aluminium (2700 kg/m^3). Wobec znanej gęstości i trójwymiarowej geometrii brył składowych uzyskano, w sposób automatyczny (programowy), parametry mas kg oraz masowych momentów bezwładności kgm^2 wobec czego bryły są traktowane jako ważkie i cechujące się bezwładnością w ruchu prostoliniowym i obrotowym.

Elementy istotne dla przewidywanych analiz zostały zaprojektowane parametrycznie, co oznacza, że istnieją jednocześnie zestawy parametrów i równań algebraicznych wiążących wymiary oraz równań więzów skleronomicznych, geometrycznych i dwustronnych typu [1]:

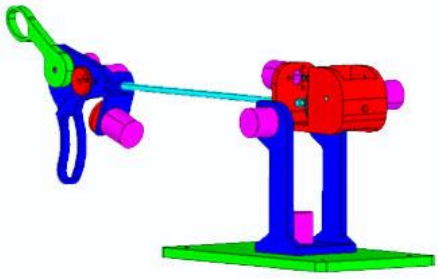
$$f_\alpha(x_1, y_1, z_1, \dots, x_n, y_n, z_n) = 0, \quad \alpha = 1, \dots, 3 \tag{1}$$

gdzie:

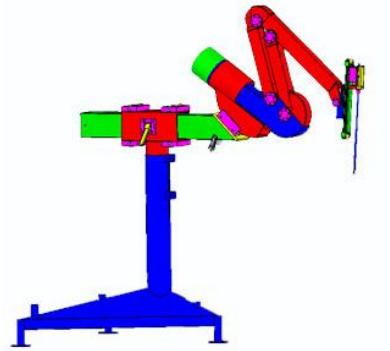
α – liczba nałożonych na układ więzi,
x_i, y_i, z_i – współrzędne istotnych punktów brył tworzących model,
n – liczba elementów bryłowych modelu, $n = 1, 2, \dots, 247$.

Równanie (1) opisuje relacje między bryłami sztywnymi, które w dowolnej chwili czasu mogą być modyfikowane zgodnie z założeniami eksperymentu. Model został w pełni zdefiniowany za pomocą członów (ogniw), par kinematycznych oraz dwóch ostoi, którym odebrano wszystkie stopnie swobody w taki sposób, że kinematyka przestrzenna modelu odpowiada kinematyce przestrzennej prototypu RH1.

Modelowany układ utworzono z dwóch komponentów. Człon napędowy (zadajnik ruchu) modeluje element typu MASTER struktury telemanipulatora Robin Heart 1 (rys.1). Ramię robota modeluje element typu SLAVE struktury (rys.2). Układ przekazywania informacji jest wirtualny (w rzeczywistości składa się z mikrokontrolera wraz z procesorem sygnałowym i odpowiednimi peryferiami komunikacyjnymi [5]).



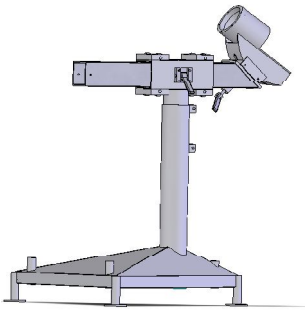
Rys.1. Dynamiczny model bryłowy endoskopowego zadajnika ruchu.



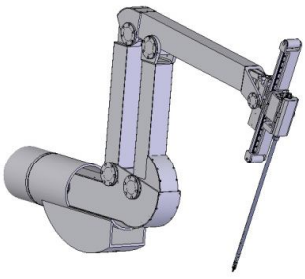
Rys. 2. Dynamiczny model bryłowy ramienia manipulatora Robin Heart 1.

Łańcuch kinematyczny telemanipulatora Robin Heart 1 jest utworzony przez człony tworzące pętle wobec czego kwalifikuje się go do łańcuchów zamkniętych. Ze względu na realizację ruchu w swojej strukturze posiada pary kinematyczne V klasy obrotowe i postępowe (odbierające 5 stopni swobody) [6] i jedną cylindryczną klasy IV (odbierającą 4 stopnie swobody), w których człony stykają się powierzchniowo wobec czego pary kinematyczne realizują więzy materialne a stopnie swobody w ruchu względnym członów odbierane są przez ich bezpośredni kontakt.

Ruchliwość modelowanego mechanizmu wynosi W = 12. Dla potrzeb przejrzystej ilustracji została obliczona jako suma ruchliwości trzech elementów składowych po dokonaniu dekompozycji łańcucha kinematycznego na trzy elementy, co przedstawiono na rysunkach 3,4 i 5.



Rys.3. Model bryłowy podstawy.



Rys.4. Model bryłowy ramienia.

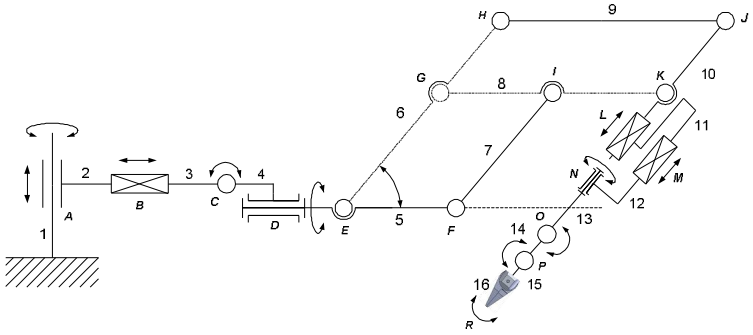
Rys.5. Model bryłowy końcówki.

Do wyznaczenia ruchliwości mechanizmu przedstawionego na rysunku 5 użyto formuły Somowa – Małyszewa [4] (2).

$$W = 6(n-1) - \sum_{i=1}^{5} i \cdot p_i, \tag{1}$$

gdzie:

n – liczba członów z uwzględnieniem ostoi,
p_i – liczba par kinematycznych i – tej klasy, przy czym $i = 1,2,3,4,5$.



Rys.5. Fenomenologiczny model ramienia telemanipulatora Robin Heart 1 z oznaczeniem członów (ogniw) i par kinematycznych tworzących łańcuch kinematyczny o ruchliwości równej 12.

$$W = W_{1-5} + W_{6-10} + W_{11-16} = 12, \tag{2}$$

gdzie:

$$W_{1-5} = 6 \cdot 4 - (p_5 \cdot 5 + p_4 \cdot 1) = 24 - (15 + 4) = 5,$$

$$W_{6-10} = 1,$$

$$W_{11-16} = 6 \cdot 6 - 6 \cdot p_5 = 36 - 30 = 6.$$

W_{1-5} – ruchliwość członów od 1 ... 5,

W_{6-10} – ruchliwość członów od 6 ... 10 *(równoległowodu)*,

W_{6-10} – ruchliwość członów od 11 ... 16.

Wobec powyższego należy zauważyć, że mechanizm od pary kinematycznej oznaczonej jako E do pary K (rys. 5) jest równoległowodem o ogniwach numerowanych od 6 do 10 wobec czego przemieszczenia kątowe oraz prędkości kątowe członów wykonujących obroty są sobie równe. Przy dodatkowym uwzględnieniu równoległości i równości odpowiadających sobie członów (np. równoległości członów 6,7,10 czy też równości i równoległości 8 i 9) można stwierdzić, że mechanizm będzie realizował z góry zamierzony ruch i posiada jeden stopień swobody (2) – obrót w płaszczyźnie, w której leżą człony 6,7,8,9 i 10, w parach kinematycznych E i F. Kinematyka tego rodzaju przy dodatkowym uwzględnieniu obrotu w parze kinematycznej D jest sferyczna (dla zakresu ruchu 180° w parze D i E licząc od poziomu przestrzeń robocza końcówki będzie półsferą o zmiennym promieniu, którego początek znajduje się w punkcie przejścia narzędzia przez zewnętrzne powłoki ciała operowanego pacjenta i dla ramienia manipulatora jest zmienny co realizują pary L i M)

W parach kinematycznych modelu uwzględniono, w styku elementów oddziaływanie powierzchni wobec czego model należy uznać za tribomechaniczny (tarcie suche). Modelowane jest kinetyczne tarcie Amontsona – Coulomba [3]. Ponadto model uwzględnia wymiary węzła tribologicznego ze względu na podstawową konieczność obliczenia wartości momentu:

$$M_T = \mu \cdot F_n \cdot r \quad , \tag{3}$$

gdzie:

M_T – *tarciowy moment oporu*,

μ – *współczynnik tarcia ślizgowego*,

F_n – *siła normalna*,

r – *promień działania siły tarcia*,

potrzebnego do obliczenia momentu napędowego potrzebnego do wykonania obrotu i pokonaniu siły tarcia o wartości μF_n powstającej na styku powierzchni (w parze kinemtycznej obrotowej). W przypadku modelowania ruchu w węźle tribologicznym dla obciążenia przestrzennego dodatkowo potrzebne jest określenie momentu (4) o wartości:

$$M_T = \mu\left(F_n + \frac{2 \cdot M_1}{w}\right) \cdot r \quad , \tag{4}$$

gdzie:

M_1 – *moment reakcji powstającej na brzegu połączenia węzła tribologicznego*,

w – *wymiar geometryczny pary kinematycznej (szerokość połączenia)*.

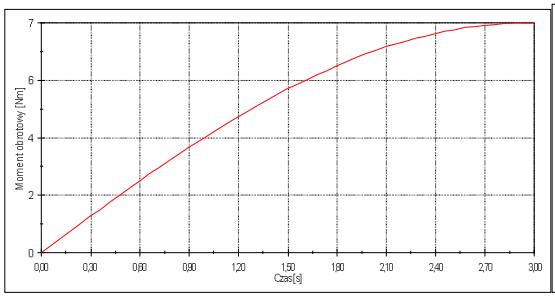
Wartości współczynników tarcia są cechami stykających się materiałów.

3.MODELOWANIE SIŁ I MOMENTÓW SIŁ DLA RUCHU MODELU WYMUSZONEGO KINEMATYCZNIE NA PODSTAWIE EKSPERYMENTU

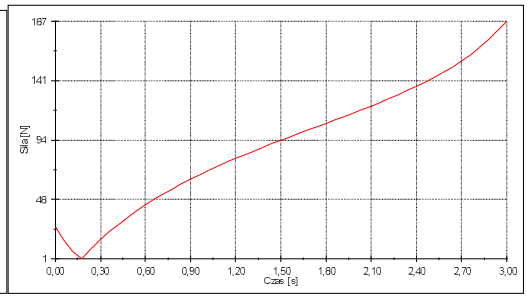
Jako wielkości wymuszeń dla opracowanego modelu dynamiki przyjęto przemieszczenia w czasie uzyskane podczas eksperymentalnego badania kinematyki narzędzi torakoskopowych. W tym celu zamodelowano sytuację operacji na ludzkim sercu przy użyciu narzędzi torakoskopowych używanych w tego typu zabiegach. Kardiochirurg wykonał szereg mini zabiegów typu: szycie, cięcie, manewrowanie tkaną itp. Serce ludzkie modelowano preparatem odzwierzęcym (Sus Scrofa F. domestica) Na podstawie zarejestrowanego ruchu

narzędzi, z użyciem systemu wizyjnego, przy użyciu aplikacji do analizy ruchu wyznaczono przebiegi przemieszczeń w czasie [2]. Pochodne i drugie pochodne funkcji przemieszczenia w czasie przybliżano poprzez różnice skończone w dyskretyzowanej przestrzeni.

W ramach przeprowadzonych analiz otrzymano ilościowe i jakościowe wyniki w postaci charakterystyk sił i momentów sił potrzebnych do wykonywania zadanego ruchu w poszczególnych parach kinematycznych modelu. Przykładowe przebiegi siły i momentu siły w odpowiednich stopniach swobody przedstawiono na rysunkach 6 i 7.



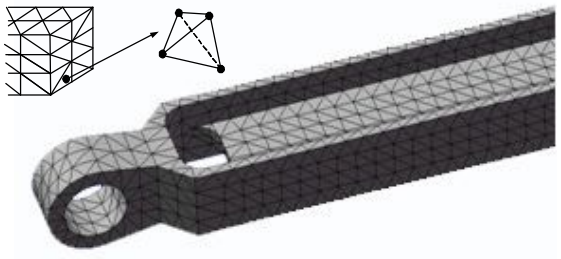
Rys.6. Moment obrotowy potrzebny do wykonania obrotu konstrukcji wokół osi 5. stopnia swobody w funkcji czasu.



Rys.7. Siła potrzebna do wykonania obrotu konstrukcji wokół osi 6. stopnia swobody w funkcji czasu.

4. MODELOWANIE STANU: NAPRĘŻEŃ, PRZEMIESZCZEŃ, ODKSZTAŁCEŃ W RUCHU

W każdej chwili czasu, w której stan naprężenia elementu konstrukcji w ruchu jest badany, w procesie iteracyjnym, są wyznaczane wartości sił i momentów sił działających na środek masy elementu oraz reakcje powstające w parach kinematycznych. Oddziaływania siłowe są związane z grawitacją i przyspieszeniami występującymi w ruchu obrotowym oraz złożonym o ruchu unoszenia obrotowym i względnym ruchu prostoliniowym. Dla tak obciążonego, zmiennie dla każdej chwili czasu analizy, elementu wyznacza się w sposób iteracyjny maksymalne naprężenia wg hipotezy energii czystego odkształcenia postaciowego Hubera. Następnie określane jest maksimum naprężenia Badany komponent jest dyskretyzowany skończonym elementem typu tetra o 12. stopniach swobody (rys.7). Na rysunku 8 przedstawiono przykładowy rozkład naprężeń elementu poddanego omówionemu sposobowi określania jego dynamicznego stanu naprężenia .



Rys.7. Dyskretyzacja elementem typu tetra

Rys.8. Mapa naprężeń redukowanych wg Hubera.

5. PODSUMOWANIE

Dokonując podsumowania można stwierdzić, że sformułowanie bliskiego rzeczywistości numerycznego modelu dynamiki telemanipulatora Robin Heart 1 stanowi wartościowe narzędzie w studium jego: statyki, kinematyki, oddziaływań: dynamicznych, tribologicznych,

wytrzymałościowych. Jest również przydatne jako praktyczne narzędzie dla porównania z eksperymentalnymi metodami badania konstrukcji Robin Heart ponadto skraca czas projektowania i wdrożenia wyrobu do produkcji.

LITERATURA

[1] Gutowski R. Mechanika analityczna. Warszawa PWN. 1971
[2] Ilewicz G., Tejszerska D., Michnik R., Jurkojć J., Nawrat Z., Śliwka J. Doświadczalna analiza ruchu kardiochirurga w warunkach modelowania zabiegu minimalnie inwazyjnego na sercu odzwierzęcym z użyciem klasycznych narzędzi torakoskopowych i systemu wizyjnego – badania wstępne. Roboty Medyczne, Zabrze 2008 (w druku)
[3] Lewandowski Z.: Tribologia: tarcie, zużywanie, smarowanie. PWN, Warszawa 1993
[4] Morecki A., Knapczyk. J., Kędzior K. Teoria mechanizmów i manipulatorów. Warszawa WNT 2002
[5] Nawrat Z. Roboty medyczne. M Studio, Zabrze 2007
[6] Wojnarowski J., Nowak A. Mechanika manipulatorów – robotów w opisie motorów. Wyd. Pol. Śl. , Gliwice 2007

MODELLING OF DYNAMICAL INTERACTION IN MASTER – SLAVE STRUCTURE OF THORACOSCOPE TELEMANIPULATOR ROBIN HEART 1

Summary.The dynamical solid model in the MASTER-SLAVE structure of thoracoscope telemanipulator Robin Heart 1 is presented in the paper. It was made in order to show forced and frictional phenomena and states of stress that appear during its motion.

The model makes possible to solve the problem of dynamics iteratively for two main components of telemanipulator system. The first is the endoscope master tool manipulator of displacements and forces that is patterned on a classical thoracoscope tool. The second is the arm of manipulator. The workspace of it is spherical and the number of mobility is 12. The elements of the system are coupling kinematically.

Parametrical method constructing of the geometry and kinematic pairs was applied in order to fast modification of shapes of solid components of the model. It gives possibility of modifying of inertia parameters for linear and angular motion of model through change of the sections of profiles. The problem of dynamics consisting in to determine forces and moments of forces was solved by using solver of the programme Adams. However, state of stresses, displacements and strains are modeled by using of the MES application CosmosWorks. In the iteration process maximal stress is calculated in the analyzed body as a result of dynamical interaction and for this moment of time the diagrams of reduced stress are generated according to energetic hyphotesis of Huber. The digitizing of bodies was made by using tetrahedral elements that have got three translational degrees of freedom per every of 4 node.

Antoni JOHN, **Agnieszka MUSIOLIK**, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

DWUWYMIAROWY MODEL MATEMATYCZNY RĘKI

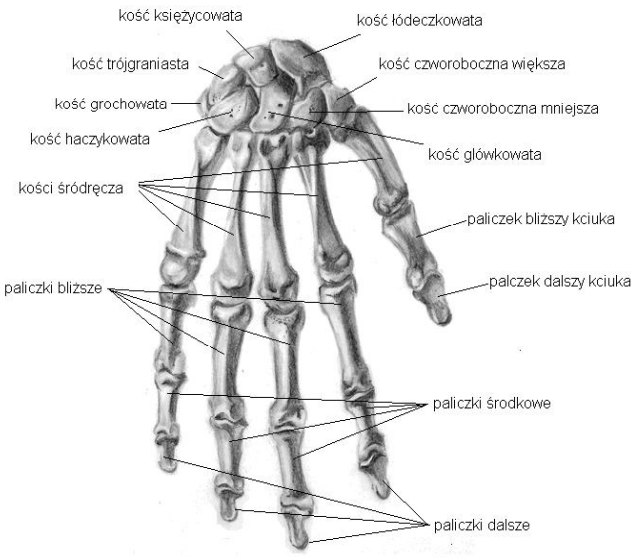
Streszczenie. W artykule zaproponowano dwuwymiarowy model paliczków ręki bez uwzględnienia kciuka. Model ten opisuje reakcje jakie występują w poszczególnych paliczkach ręki oraz w stawach pomiędzy nimi. Krótka informacja na temat anatomii ręki ma na celu lepsze zrozumienie istoty jej modelowania.

1. WSTĘP

W celu lepszego zrozumienia istoty funkcjonowania ręki w artykule krótko opisano jej anatomię oraz własności w poszczególnych paliczkach. Dane te mogą służyć do analizy kinematycznej i dynamicznej oraz do zaprojektowania urządzenia do jej rehabilitacji.

2. ANATOMIA RĘKI

Ręka jest parzystą, dystalną częścią kończyny górnej, składającą się z trzech odcinków: nadgarstka, śródręcza i palców [2]. Palec pierwszy czyli kciuk zawiera tylko 2 paliczki (dalszy i bliższy), pozostałe palce (wskazujący, środkowy, serdeczny i mały) zawierają po 3 paliczki: dalszy, środkowy i bliższy [1].

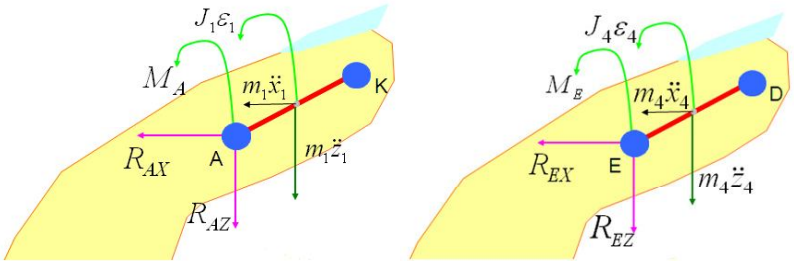


Rys. 1: Kościec ręki [1]

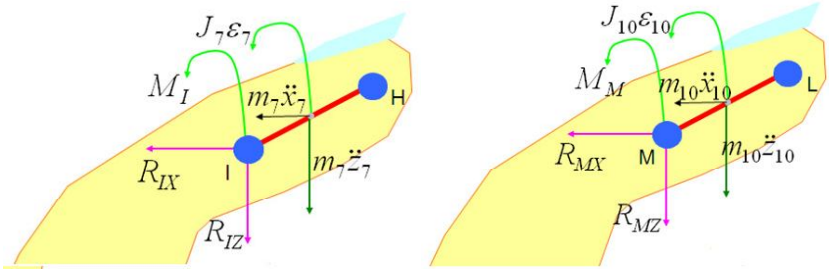
3. MODEL MATEMATYCZNY RĘKI

3.1. Dalsze paliczki ręki

W płaskim układzie współrzędnym ciało sztywne zawierające 2 punkty (które są zależne od siebie) posiada 2 współrzędne. W dwuwymiarowym modelu każdy paliczek dalszy zawiera 3 stopnie swobody, tzn. 2 przemieszczenia i obrót. Każdy staw międzypaliczkowy ręki zawiera 2 stopnie swobody, tzn. 2 przemieszczenia bez obrotu. Na rys. 1a), 1b), 2a), 2b) zaznaczono reakcje występujące w paliczkach dalszych odpowiednio dla palca wskazującego, środkowego, serdecznego i małego.



Rys. 1. Reakcje paliczka dalszego a) dla palca wskazującego, b) dla palca środkowego



Rys. 2. Reakcje paliczka dalszego a) dla palca serdecznego, b) dla palca małego

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka dalszego palca wskazującego zostały przedstawione w równaniach (1-3). Pierwsze równanie równowagi zawiera rzut sił na oś X, drugie równanie równowagi zawiera rzut sił na oś Y, a trzecie równanie równowagi zawiera rzut momentów.

$$R_{AX} = -m_1 \cdot \ddot{x}_1 \tag{1}$$
$$R_{AZ} = -m_1 \cdot \ddot{z}_1 \tag{2}$$
$$M_A = -J_1 \cdot \varepsilon_1 - R_{AX} \cdot k_1 - R_{AZ} \cdot e_1 \tag{3}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka dalszego palca środkowego zostały przedstawione w równaniach (4-6).

$$R_{EX} = -m_4 \cdot \ddot{x}_4 \tag{4}$$
$$R_{EZ} = -m_4 \cdot \ddot{z}_4 \tag{5}$$
$$M_E = -J_4 \cdot \varepsilon_4 - R_{EX} \cdot k_4 - R_{EZ} \cdot e_4 \tag{6}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka dalszego palca serdecznego zostały przedstawione w równaniach (7-9).

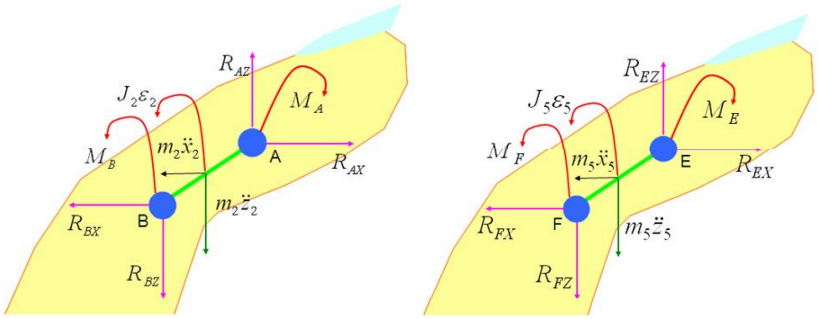
$$R_{IX} = -m_7 \cdot \ddot{x}_7 \tag{7}$$
$$R_{IZ} = -m_7 \cdot \ddot{z}_7 \tag{8}$$
$$M_I = -J_7 \cdot \varepsilon_7 - R_{IX} \cdot k_7 - R_{IZ} \cdot e_7 \tag{9}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka dalszego palca małego zostały przedstawione w równaniach (10-12).

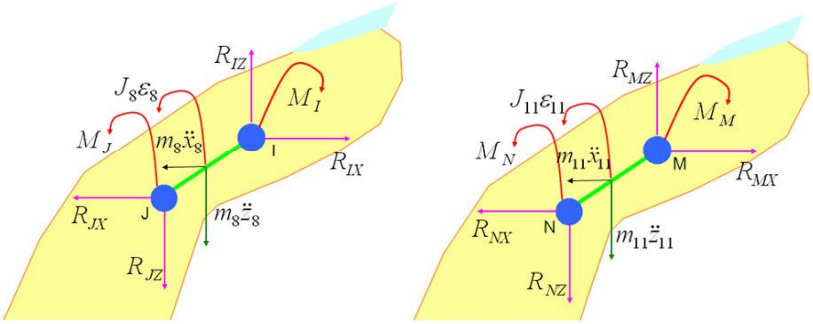
$$R_{MX} = -m_{10} \cdot \ddot{x}_{10} \tag{10}$$
$$R_{MZ} = -m_{10} \cdot \ddot{z}_{10} \tag{11}$$
$$M_M = -J_{10} \cdot \varepsilon_{10} - R_{MX} \cdot k_{10} - R_{MZ} \cdot e_{10} \tag{12}$$

3.2. Środkowe paliczki ręki

Identyczna sytuacja taka jak w paliczkach dalszych występuje w przypadku środkowych paliczków ręki. Rys. 3a), 3b), 4a), 4b) przedstawiają reakcje i momenty paliczków środkowych odpowiednio dla palca wskazującego, palca środkowego, palca serdecznego i palca małego.



Rys. 3. Reakcje paliczka środkowego a) dla palca wskazującego, b) dla palca środkowego



Rys. 4. Reakcje paliczka środkowego a) dla palca serdecznego, b) dla palca małego

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka środkowego palca wskazującego zostały przedstawione w równaniach (13-15).

$$R_{BX} = R_{AX} - m_2 \cdot \ddot{x}_2 \tag{13}$$
$$R_{BZ} = R_{AZ} - m_2 \cdot \ddot{z}_2 \tag{14}$$
$$M_B = M_A - J_2 \cdot \varepsilon_2 - R_{BZ} \cdot e_2 - R_{AZ} \cdot h_2 - R_{BX} \cdot k_2 + R_{AX} \cdot f_2 \tag{15}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka środkowego palca środkowego zostały przedstawione w równaniach (16-18).

$$R_{FX} = R_{EX} - m_5 \cdot \ddot{x}_5 \tag{16}$$
$$R_{FZ} = R_{EZ} - m_5 \cdot \ddot{z}_5 \tag{17}$$
$$M_F = M_E - J_5 \cdot \varepsilon_5 - R_{FZ} \cdot e_5 - R_{EZ} \cdot h_5 - R_{FX} \cdot k_5 + R_{EX} \cdot f_5 \tag{18}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka środkowego palca serdecznego zostały przedstawione w równaniach (19-21).

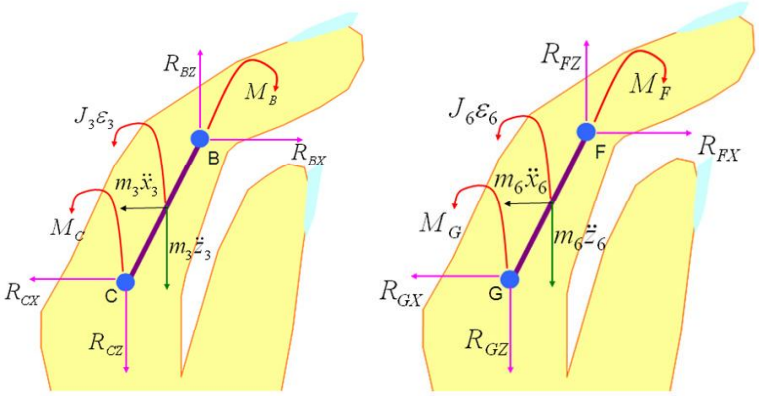
$$R_{JX} = R_{IX} - m_8 \cdot \ddot{x}_8 \tag{19}$$
$$R_{JZ} = R_{IZ} - m_8 \cdot \ddot{z}_8 \tag{20}$$
$$M_J = M_I - J_8 \cdot \varepsilon_8 - R_{JZ} \cdot e_8 - R_{IZ} \cdot h_8 - R_{JX} \cdot k_8 + R_{IX} \cdot f_8 \tag{21}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka środkowego palca małego zostały przedstawione w równaniach (22-24).

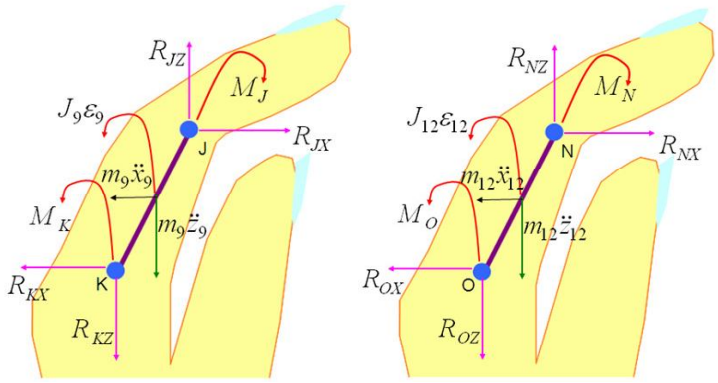
$$R_{NX} = R_{MX} - m_{11} \cdot \ddot{x}_{11} \tag{22}$$
$$R_{NZ} = R_{MZ} - m_{11} \cdot \ddot{z}_{11} \tag{23}$$
$$M_N = M_M - J_{11} \cdot \varepsilon_{11} - R_{NZ} \cdot e_{11} - R_{MZ} \cdot h_{11} - R_{NX} \cdot k_{11} + R_{MX} \cdot f_{11} \tag{24}$$

3.3. Bliższe paliczki ręki

Jak to zostało pokazane wcześniej, reakcje występujące w paliczkach dalszych i środkowych są takie same jak w paliczkach bliższych co można zaobserwować na rys. 5a), b) i 6a), b).



Rys. 5. Reakcje paliczka bliższego a) dla palca wskazującego, b) dla palca środkowego [3]



Rys. 6. Reakcje paliczka bliższego a) dla palca serdecznego, b) dla palca małego

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka bliższego palca wskazującego zostały przedstawione w równaniach (25-27).

$$R_{CX} = R_{BX} - m_3 \cdot \ddot{x}_3 \tag{25}$$
$$R_{CZ} = R_{BZ} - m_3 \cdot \ddot{z}_3 \tag{26}$$
$$M_C = M_B - J_3 \cdot \varepsilon_3 - R_{CZ} \cdot e_3 - R_{BZ} \cdot h_3 - R_{CX} \cdot k_3 + R_{BX} \cdot f_3 \tag{27}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka bliższego palca środkowego zostały przedstawione w równaniach (28-30).

$$R_{GX} = R_{FX} - m_6 \cdot \ddot{x}_6 \tag{28}$$
$$R_{GZ} = R_{FZ} - m_6 \cdot \ddot{z}_6 \tag{29}$$
$$M_G = M_F - J_6 \cdot \varepsilon_6 - R_{GZ} \cdot e_6 - R_{FZ} \cdot h_6 - R_{GX} \cdot k_6 + R_{GX} \cdot f_6 \tag{30}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka bliższego palca serdecznego zostały przedstawione w równaniach (31-33).

$$R_{KX} = R_{JX} - m_9 \cdot \ddot{x}_9 \tag{31}$$
$$R_{KZ} = R_{JIZ} - m_9 \cdot \ddot{z}_9 \tag{32}$$
$$M_K = M_J - J_9 \cdot \varepsilon_9 - R_{KZ} \cdot e_9 - R_{JZ} \cdot h_9 - R_{KX} \cdot k_9 + R_{JX} \cdot f_9 \tag{33}$$

Równania równowagi reakcji oraz momentów paliczka bliższego palca małego zostały przedstawione
w równaniach (34-36).

$$R_{OX} = R_{NX} - m_{12} \cdot \ddot{x}_{12} \tag{34}$$
$$R_{OZ} = R_{NZ} - m_{12} \cdot \ddot{z}_{12} \tag{35}$$
$$M_O = M_N - J_{12} \cdot \varepsilon_{12} - R_{OZ} \cdot e_{12} - R_{NZ} \cdot h_{12} - R_{OX} \cdot k_{12} + R_{NX} \cdot f_{12} \tag{36}$$

gdzie:
R_{AX}, R_{AZ}, R_{BX}, R_{BZ}, R_{CX}, R_{CZ}, R_{DX}, R_{DZ}, R_{EX}, R_{EZ}, R_{FX}, R_{FZ}, R_{GX}, R_{GZ}, R_{HX}, R_{HZ}, R_{IX}, R_{IZ}, R_{JX}, R_{JZ}, R_{KX}, R_{KZ}, R_{LX}, R_{LZ}, R_{MX}, R_{MZ}, R_{NX}, R_{NZ}, R_{OX}, R_{OZ}, – reakcje w stawach dla poszczególnych palców ręki
m_1, m_2, m_3, m_4, m_5, m_6, m_7, m_8, m_9, m_{10}, m_{11}, m_{12} – masy paliczków,

$\ddot{x}_1, \ddot{z}_1$, $\ddot{x}_2, \ddot{z}_2$, $\ddot{x}_3, \ddot{z}_3$, $\ddot{x}_4, \ddot{z}_4$, $\ddot{x}_5, \ddot{z}_5$, $\ddot{x}_6, \ddot{z}_6$, $\ddot{x}_7, \ddot{z}_7$, $\ddot{x}_8, \ddot{z}_8$, $\ddot{x}_9, \ddot{z}_9$, $\ddot{x}_{10}, \ddot{z}_{10}$, $\ddot{x}_{11}, \ddot{z}_{11}$, $\ddot{x}_{12}, \ddot{z}_{12}$ - przyspieszenia liniowe,

M_A, M_B, M_C, M_D M_E, M_F, M_G, M_H, M_I, M_J, M_K, M_L, M_M, M_N, M_O – momenty w stawach międzypaliczkowych palców,

$\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3, \varepsilon_4, \varepsilon_5, \varepsilon_6, \varepsilon_7, \varepsilon_8, \varepsilon_9, \varepsilon_{10}, \varepsilon_{11}, \varepsilon_{12}$ – przyspieszenia kątowe,

$J_1, J_2, J_3, J_4, J_5, J_6, J_7, J_8, J_9, J_{10}, J_{11}, J_{12}$ – momenty bezwładności,

e_1, k_1, e_2, k_2,e_3, k_3, e_4, k_4, e_5, k_5, e_6, k_6,e_7, k_7, e_8, k_8, e_9, k_9, e_{10}, k_{10},e_{11}, k_{11}, e_{12}, k_{12} – odległości.

4. WNIOSKI

Model matematyczny opisany w artykule może zostać wykorzystany do skonstruowania urządzenia do rehabilitacji ręki. Model ten ukazuje, złożoność procesu modelowania ręki.

Model ten ma charakter poglądowy i może być pomocny w wyznaczeniu reakcji, momentów bezwładności w stawach oraz pozycji, prędkości i przyspieszeń podczas wykonywanego ruchu. Masy i długości paliczków są znane, a resztę zależności można wyznaczyć w programie Matlab budując odpowiedni kod.

Praca jest częścią projektu N51804732/3670 finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Krechowiecki A., Czerwiński F., Zarys anatomii człowieka, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.

[2] Wiktora Degi Ortopedia i rehabilitacja tom II, pod red. prof. dr hab. med. Witolda Ł. Marciniaka i prof. dr. hab. med. Andrzeja Szulca, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.

[3] Jureczko P., Musiolik A., Zastosowanie modelowania matematycznego w projektowaniu prototypu urządzenia do rehabilitacji ręki, Gliwice 2008.

PLANAR MODEL OF THE HUMAN HAND

Summary. In the paper the mathematical model is used to show the movement of the hand and define the reactions at the joints, moments of inertia, velocities and accelerations of each fingers. It can be helpful in define the maximum force of the distal phalange, the middle phalange and the proximal phalange. During the motion of the hand in the rehabilitation task it shows which finger have a problem with coordinate of the motion. In this paper the mathematical modeling of the hand is used to facilitate construct a prototype device for the rehabilitation of the hand.

Antoni JOHN, Piotr WYSOTA, Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

SYSTEM KOMPUTEROWY WSPOMAGAJĄCY DIAGNOZOWANIE OSTEOPOROZY NA PODSTAWIE DANYCH Z ILOŚCIOWEJ TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ

Streszczenie. W artykule przedstawiono główne założenia procedury wspomagającej diagnozowanie osteoporozy w kości miednicy człowieka. Punktem wyjściowym było wykorzystanie danych z Ilościowej Tomografii Komputerowej w celu budowy modelu numerycznego kości miednicy. Dysponując modelem przeprowadzono obliczenia wytrzymałościowe i uzyskano informacje o stanie wytężenia badanej kości. Istotą procesu wspomagania diagnozowania osteoporozy było znalezienie zależności pomiędzy danymi tomograficznymi, stanem wytężenia kości oraz fazą zaawansowania osteoporozy.

1. WPROWADZENIE

Osteoporoza jest chorobą systemową układu kostnego powodującą stopniowe zmniejszanie masy kostnej, co prowadzi do zmian w strukturze kości (przerzedzenie komórek kostnych). Powoduje to osłabienie kości i zwiększenie jej podatności na złamania. Z biegiem czasu te zmiany stają się na tyle poważne, że dochodzi do zaburzenia funkcjonowania kości, a nawet całego organizmu – kość staje się osłabiona do tego stopnia, że nie jest w stanie przenosić obciążeń wynikających jedynie z fizjologii organizmu. W tej sytuacji może dojść do przypadkowych złamań, np. szyjki kości udowej. Poważnym problemem jest wykrycie osteoporozy w możliwie wczesnym stadium zaawansowania. Jest to trudne, ponieważ choroba przebiega bezobjawowo. Pierwszymi zauważalnymi oznakami choroby są bóle w okolicach kręgosłupa i stawu biodrowego. Niestety jest to zaawansowana faza choroby, która bezpośrednio poprzedza złamania.

W celu wykrycia osteoporozy przeprowadza się następujące badania profilaktyczne:

- Absorpcjometria radiologiczna (RA),
- Jednoenergetyczna absorpcjometria rentgenowska (SXA):
- Dwuenergetyczna absorpcjometria rentgenowska (DEXA),
- Ilościowa Ultrasonografia (QUS),
- Ilościowa Tomografia Komputerowa (QCT).

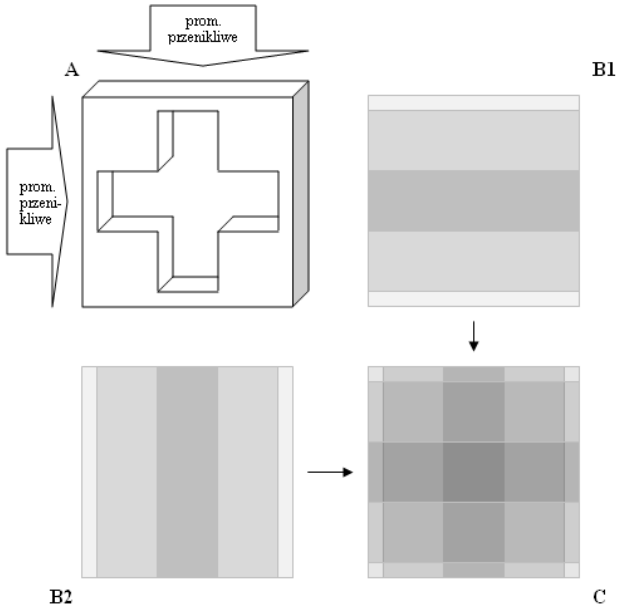
W pracy wykorzystano Ilościową Tomografię Komputerową. W rozdziale 2 zamieszczono krótki opis tej metody.

Rezultatem tych badań są obrazy radiologiczne analizowanych miejsc (najczęściej prześwietla się nadgarstek, kręgosłup oraz staw biodrowy). Na podstawie otrzymanych zdjęć lekarz wnioskuje o stanie chorego: o występowaniu chorób i stopniu ich zaawansowania. W wielu przypadkach radiologom trudno jest podać jednoznaczną diagnozę (np. na podstawie obrazów tomograficznych), zatem należy dołożyć starań, aby wspomóc klinistów

w interpretacji zdjęć, co może przyczynić się do ułatwienia oraz wcześniejszego wykrywania niektórych zmian chorobowych [6].

2. ILOŚCIOWA TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA

Ilościowa Tomografia Komputerowa (QCT) jest jedną z metod diagnostycznych wykorzystujących zjawisko osłabienia wiązki promieniowania w trakcie przechodzenia przez badany obiekt (prawo Lamberta-Beera). Metoda ta umożliwia uzyskanie obrazów badanego obiektu w wyniku złożenia projekcji obrazów wykonanych z różnych kierunków (Rys.1). Badanie polega na prześwietleniu promieniami rentgenowskimi badanego układu oraz obiektu odniesienia – fantomu gęstości, a następnie pomiarze absorpcji przez poszczególne tkanki. Fantom składa się z obszarów reprezentujących wzorcowe gęstości kości. Podczas badań obiekty zostają podzielone na indywidualne voxele. Każdy voxel scharakteryzowany jest przez 3 współrzędne oraz barwę w skali szarości. Podczas badań część promieniowania zostaje pochłonięta lub rozproszona. Pochłanianie promieniowania zależy od grubości kości oraz zawartości minerałów. Dzięki pomiarze natężenia promieniowania wyjściowego oraz natężenia po przejściu przez badany obiekt można wyznaczyć jego masę. Odnosząc tą wielkość do powierzchni bądź do objętości otrzymuje się gęstość kości wyrażoną w g/cm^2 lub g/cm^3. TK pozwala na otrzymanie obrazów badanego obiektu w postaci tzw. zdjęć tomograficznych [1, 2].

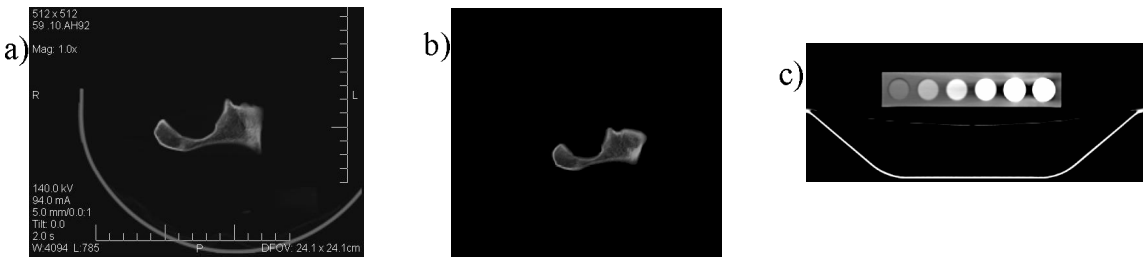


Rys. 1. Schemat pokazujący działanie metody sumacyjnej

2.1. Przetwarzanie danych z QCT

Po przeprowadzeniu badań tomograficznych uzyskuje się obrazy radiologiczne, które należy przetworzyć, aby uzyskać informacje o badanych obiektach układu kostnego. Tą procedurę można przedstawić następująco:

1. Przeprowadzanie badań tomograficznych – w ich wyniku otrzymuje się zestawy zdjęć CT wykonane z określonym krokiem skanowania:



Rys. 2. Zdjęcia z QCT: a) zdjęcie oryginalne, b) zdjęcie po usunięciu zbędnych informacji, c) fantom gęstości

2. Analizowanie uzyskanych obrazów – na podstawie wzorcowych gęstości, zawartych w fantomie, kreślona jest krzywa kalibracyjna, która umożliwia przyporządkowanie poszczególnym odcieniom szarości odpowiadających im gęstości w skali HU.
3. Wyznaczenie gęstości kości w poszczególnych obszarach [5]:

$$\rho = 1.122HU + 47 \tag{1}$$

4. Określenie modułu Younga kości [5]:

$$E = 1.92\rho - 170 \tag{2}$$

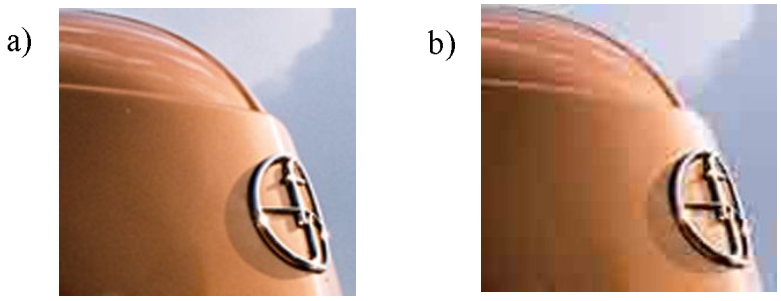
W tej procedurze można określać wielkości (skalę szarości, gęstość radiologiczną i pozorną oraz moduł Younga) z dokładnością do jednego voxela, co ma spore znaczenie przy modelowaniu obiektów niejednorodnych, jakimi są kości.

2.2. Jakość obrazów tomograficznych

Dane z QCT uzyskuje się w postaci zdjęć tomograficznych. W trakcie badań należy dołożyć wszelkich starań, aby uzyskane obrazy były należytej jakości, gdyż to decyduje o ich przydatności w diagnostyce medycznej. Nie bez znaczenie jest też fakt, że obrazy radiologiczne są wielokrotnie przetwarzane. Najważniejszymi cechami obrazów są: kontrast, ostrość, rozdzielczość, zawartość szumów w stosunku do sygnału użytecznego, artefakty oraz zniekształcenia sygnałów [4, 6].

Szumy i zakłócenia występują na każdym etapie generowania obrazu. Ich minimalizacja powinna występować podczas całego procesu rejestracji danych. Najbardziej niekorzystnym przypadkiem jest występowanie szumów na zdjęciu o niskim kontraście. Może to wpłynąć na błędną interpretację obrazów znajdujących się w okolicy progu widoczności. Wpływ szumu można ograniczyć np. przez zastosowanie filtrów lub poprzez lokalne zwiększenie kontrastu. Niestety podczas redukowania szumów może dojść do utraty części informacji, co wpłynie na poziom treści medycznej [6].

Innym problemem jest występowanie niepożądanych cech obrazu, które powstają często w skutek błędnie dobranego procedury rejestracji obrazu. Te nowo powstałe obiekty – artefakty, nie odzwierciedlają własności badanych ciał, a są jedynie wynikiem wpływu niektórych czynników występujących podczas tworzenia lub przetwarzania danych. Artefakty mogą spowodowane np. ruchem pacjenta, uśrednianiem objętości tkanki lub utwierdzaniem wiązki promieniowania. Podczas wykonywania badań TK często spotykanymi artefaktami są występujące wady na granicach obszarów o różnej gęstości. Widoczne jest to w postaci lokalnego zmniejszenia ostrości i kontrastu, powstania cieni lub przejaskrawień, co w konsekwencji może doprowadzić do błędnego oszacowania stałych materiałowych [2, 6].

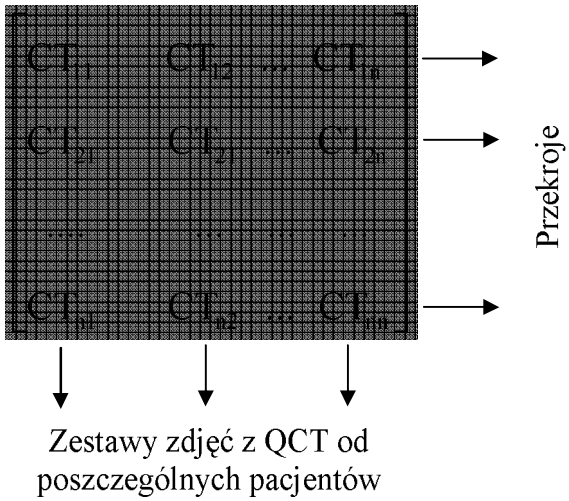


Rys. 3. Pokazanie różnicy między obrazem prawidłowym a) i obrazem z artefaktami b) [3]

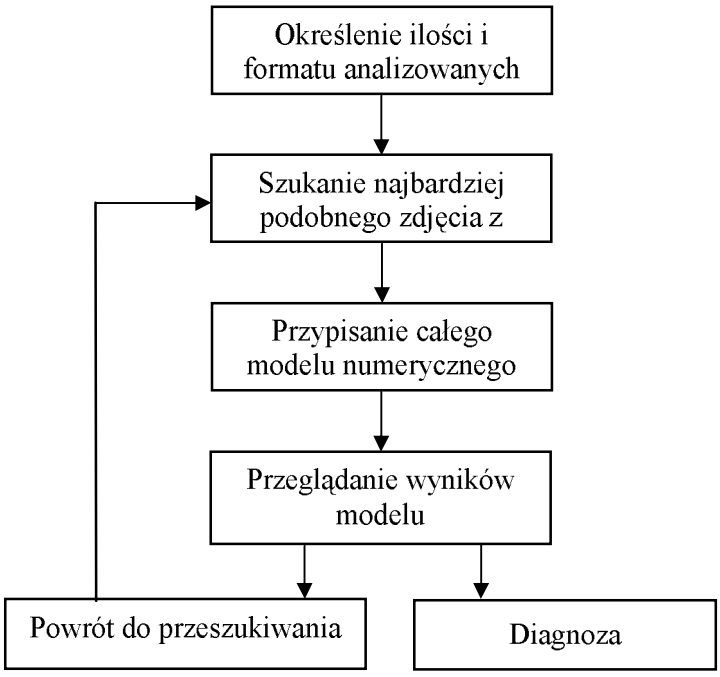
3. WSPOMAGANIE DIAGNOZOWANIA OSTEOPOROZY

3.1. System wspomagający diagnozowanie osteoporozy

W oparciu o dane tomograficzne tworzy się model numeryczny kości miednicy (zarówno geometrię jak i parametry materiałowe). W następnym kroku przeprowadza się analizę wytrzymałościową. Na podstawie otrzymanych rezultatów (rozkłady naprężeń, odkształceń, przemieszczeń) można ocenić stan wytężenia badanej kości. Porównując uzyskane wyniki z wielkościami charakteryzującymi stan prawidłowy kości można oszacować zmianę parametrów materiałowych, a co za tym idzie osłabienie kości (które jest charakterystyczne dla zmian osteoporotycznych). Przeprowadzając odpowiednio dużą ilość badań tomograficznych, dokonując ich przekształceń i przeprowadzając obliczenia wytrzymałościowe można utworzyć bazę danych, która będzie wspomagała wykrywanie zmian osteoporotycznych w kości miednicznej człowieka (Rys. 4). Ogólną zasadę działania programu można przedstawić następująco: po wprowadzeniu do bazy wyników z przeprowadzonych badań profilaktycznych następuje przeszukiwanie bazy w celu znalezienia najbardziej podobnego zdjęcia. W następnym kroku analizowanym danym zostaje przyporządkowany model numeryczny i odpowiadające mu wskaźniki wytrzymałościowe. Jeśli nie będzie można postawić jednoznacznej diagnozy będzie możliwość powrotu do etapu przeszukiwania i przeglądanie większej ilości danych. Ostatnim etapem jest diagnoza na podstawie oceny aktualnego stanu pacjenta poprzez porównanie danych i analizę wyników z bazy.



Rys. 4. Struktura bazy danych

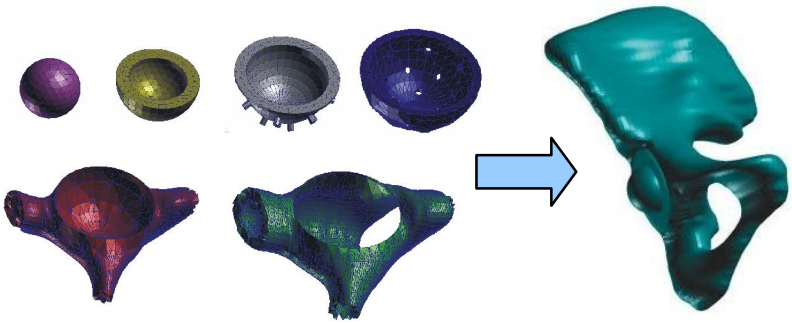


Rys. 5. Schemat blokowy programu wspomagającego diagnozowanie osteoporozy

3.2. Obliczenia numeryczne

Zarówno geometria jak i parametry materiałowe zadane w modelu numerycznym uzyskano w oparciu o dane tomograficzne. W modelu przyjęto materiał liniowo-sprężysty. Modelowany obiekt składa się z trzech głównych części:

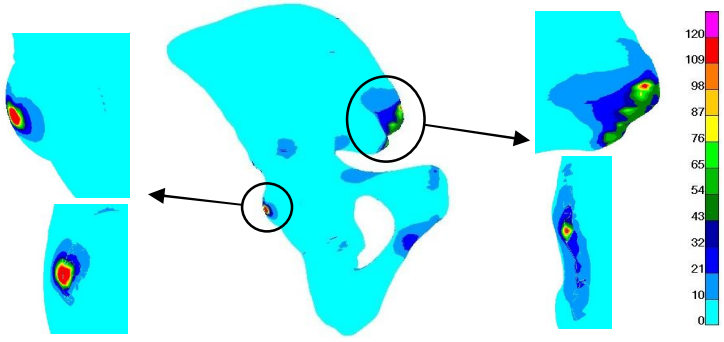
- kości miednicy człowieka (tkanka zbita i beleczkowa),
- endoprotezy stawu biodrowego (warstwa cementu, panewka z tworzywa sztucznego, panewka metalowa),
- głowy kości udowej.



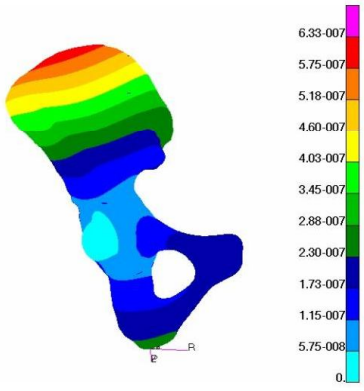
Rys. 6. Model kości miednicy z wyszczególnieniem elementów składowych.

Zmiany osteoporotyczne uwzględniono w postaci przyjęcia własności materiałowych uzyskanych z QCT. W rozpatrywanym modelu założono takie same parametry materiałowe w obrębie jednej tkanki (korowej i beleczkowej), natomiast trwają prace nad modelem, w którym będzie możliwość przyporządkowania stałych materiałowych do poszczególnych elementów skończonych.

Na Rys. 7. i 8. przedstawiono przykładowe rezultaty analiz numerycznych.



Rys. 7. Rozkłady naprężeń zastępczych wg hipotezy Hubera [MPa]



Rys. 8. Rozkłady przemieszczeń [m]

4. PODSUMOWANIE

- Przedstawiona procedura wspomaga interpretacje zdjęć radiologicznych, co może przyczynić się do wcześniejszego wykrycia zmian osteoporotycznych, a w konsekwencji zwiększyć szanse na wyleczenie.
- System pomaga przyporządkować zdjęcia tomograficzne do określonych stanów osteoporozy, co ma szczególne znaczenie w przypadkach, gdy na podstawie standardowych oględzin trudno jest postawić jednoznaczną diagnozę.

- Zastosowanie QCT umożliwia uchwycenie stanów niebezpiecznych dla układu kostnego (gdy normalne, fizjologiczne obciążenie może spowodować złamanie kości).
- Informacje uzyskane po przetworzeniu danych z TK mogą być pomocne podczas badania stopnia zaawansowania osteoporozy w konkretnych przypadkach klinicznych.
- Budowanie modelu numerycznego na podstawie danych radiologicznych zwiększa wiarygodność rezultatów uzyskanych z analiz numerycznych.
- Przedstawione podejście umożliwia wychwycenie zmian w strukturze kości w sposób bardziej precyzyjny niż standardowe badanie.

Praca jest częścią projektu N51804732/3670 finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Binkowski M., Dyszkiewicz A., Wróbel Z.: The analysis of densitometry image of bone tissue based on computer simulation of X-ray radiation propagation through plate model. Comput. Biol. Med., vol. 37, pp. 245-250, 2006.
[2] Dąbrowska-Tkaczyk A., Domański J., Lindemann Z., Pawlikowski M., Skalski K.: Stress and strain distributions in the bones of hip joint assuming non-homogenous bone material properties. Proc. of II Int. Conf. on Computational Bioengineering 2005, vol. 2, pp. 263-275.
[3] Greenspan A.: Orthopedic imaging, a practical approach, Lippincott Williams & Wilkins, Warszawa 2007 (in Polish).
[4] McNamara L.M., Prendergast P.J., Schaffler M.B.: Bone tissue material properties are altered during osteoporosis. Musculoskeletal Neuronal Interact, vol. 5, pp.342-343, 2005.
[5] Rho J.Y., M.C. Hobatho M.C., Ashman R.B., Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone bone, Medical Engineering & Physics, vol. 17, pp. 347-355, 1995.
[6] Pruszyński B.: Radiologia: diagnostyka obrazowa. Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2005.

COMPUTER SYSTEM TO AID OF DIAGNOSIS OF OSTEOPOROSIS ON THE BASE DATA FROM QUANTITATIVE COMPUTED TOMOGRAPHY

Summary. In the paper the main foundations and the most important information about procedure to aid of diagnosis of osteoporosis in human pelvic bone was presented. Information about bones were draw from Quantitative Computed Tomography – by conversion the QCT data the numerical model of analyzed structure is created. The next step of work is performing of the strength calculations. The obtained results (distributions of the stresses, strains and displacements) enables to notice the changes in physiological structure of pelvic bone and detecting dangerous states. The essence of aid of diagnosis the osteoporosis is the finding relationship between QCT images, the effort of pelvic bone and phases of osteoporosis.

Edyta KANIA, Dagmara TEJSZERSKA, Paweł JURECZKO, Agnieszka GŁOWACKA – KWIECIEŃ, Katarzyna JOCHYMCZYK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA CHODU DZIECI – BADANIA PORÓWNAWCZE

Streszczenie. W artykule przedstawiono analizę chodu dzieci zdrowych. Celem pracy było porównanie prawidłowego wzorca chodu dzieci dostępnego w literaturze z wynikami otrzymanymi podczas badań eksperymentalnych w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. Badania doświadczalne przeprowadzono z zastosowaniem systemu do 3 - płaszczyznowej analizy ruchu BTS Smart.

1. WSTĘP

W dzisiejszych czasach ilościowa, obiektywna analiza chodu to jedna z najskuteczniejszych metod oceny patologii chodu bądź postępów rehabilitacji. W trakcie analizy porównuje się wybrane parametry kinematyczne i kinetyczne chodu, z wcześniejszymi wynikami tej samej osoby lub w odniesieniu do grupy porównawczej [1]. Ośrodki badawcze zajmujące się analizą chodu, tworzą własne wzorce lub odwołują się do tych istniejących w literaturze. Jednakże porównując wyniki pacjentów z normami dostępnymi w literaturze należy zdawać sobie sprawę z różnic wpływających na jakość badań, a są to m.in.: różne rozmieszczenie markerów, sposób pobierania danych, co raz to nowocześniejsze urządzenia oraz dokładność klinicysty [2]. Precyzyjne i wiarygodne wyznaczenie norm jest szczególnie ważne w przypadku dzieci, gdyż wiadomo, że rozwój funkcji ruchowych związany jest z ich rozwojem, dlatego też istotne jest wyznaczenie norm z uwzględnieniem wieku dzieci [3] [4] [5] [6].

2. CHÓD DZIECKA

Wzorzec ruchu ulega zmianom, aż do zakończenia dojrzewania szkieletowego [7]. W procesie wzrastania i rozwoju osobniczego (ontogenezy) zmianie podlegają wymiary dziecka, proporcje i masa ciała, co wpływa na wzorzec ruchu i mięśni. W pierwszej kolejności dynamicznemu wzrostowi ulegają wymiary i masa ciała. Proporcje ciała dziecka zmieniają się proporcjonalnie z wiekiem i różnią się od proporcji ciała osób dorosłych. Ogólnie przyjmuje się, że ukształtowany, dojrzały chód posiada dziecko siedmio letnie [8]. Czynnikami w największym stopniu wpływającymi na „dojrzewanie" chodu są: wzrost, obejmujący również długość kończyny oraz wiek, świadczący o dojrzałości neurologiczno-motorycznej" [9].

3. BADANIA DOŚWIADCZALNE

Badania eksperymentalne przeprowadzono w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. Dane rejestrowane były za pomocą systemu BTS Smart wyposażonego w 6 kamer cyfrowych oraz dwie kamery video (Rys.1a). Optoelektroniczne kamery wyposażone są w lampy wysyłające promienie podczerwone w kierunku pasywnych markerów, które umieszczone są w charakterystycznych, antropometrycznych punktach ciała małego pacjenta.

a) b)

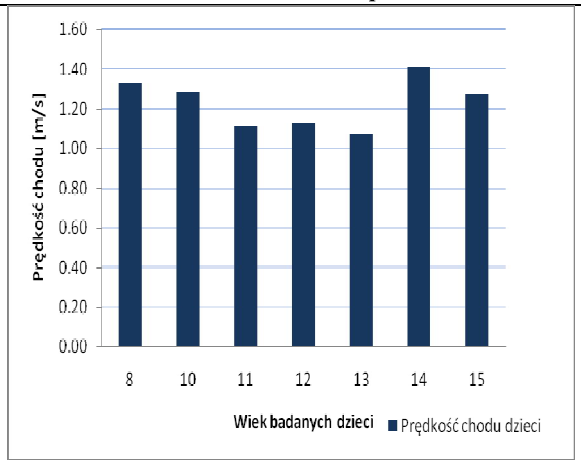
Rys. 1. Widok laboratorium, którym przeprodzane były badania a), badane dziecko z naklejonymi markera b)

Badaniu poddana została grupa siedmiu zdrowych dzieci w wieku 8-15 lat. Wśród badanych dzieci nie stwierdzono żadnych wad lub chorób wpływających na stan narządu ruchu. Przed przystąpieniem do badania wykonywano niezbędne pomiary antropometryczne pacjentów, a wśród nich: wzrost, masa ciała, szerokość miednicy, głębokość miednicy, średnica kolana, średnica kostki, długość kończyn dolnych (Tabela 1). Następnie na badanego pacjenta naklejono pasywne markery korzystając z protokołu Devisa (Rys.1b).

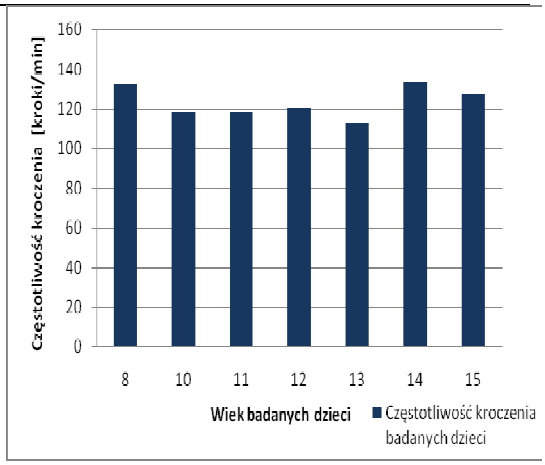
Tabela 1 Dane antropometryczne badanej grupy dzieci

DZIECKO	WIEK	WZROST [cm]	DŁUGOŚĆ KOŃCZYN [cm]		WAGA [kg]	BMI	PŁEĆ
			Prawa	Lewa			
1.	8	132	68	68	30	17,2	K
2.	10	141	67	67	32	16	M
3.	11	146	76	76	32,5	15,3	M
4.	12	145	76	76	38	18,1	K
5.	13	149	84	83	39	18	M
6.	14	155	84	84	40	16,6	K
7.	15	168	86,5	86,5	53,5	19	K

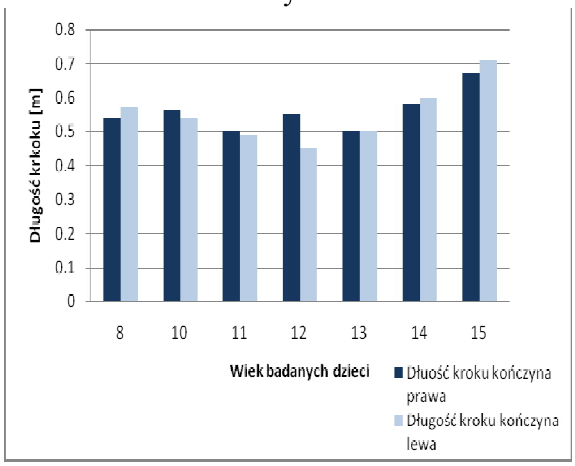
Dla każdego pacjenta wykonano 10 prób, które do dalszej analizy zostały uśrednione. Dzieci poruszały się ze swoją naturalną prędkością. Analizowane były parametry: czasowo – przestrzenne: prędkość chodu, długość kroków, częstotliwość kroczenia, czas trwania poszczególnych faz chodu oraz kinematyczne - zmiany wartości kątowych w poszczególnych stawach. Przykładowe wyniki badań przedstawiono na rysunkach: 2 – 5 parametry czasowo – przestrzenne, 6 – 11 zamiany przebiegów kątowych w poszczególnych stawach.



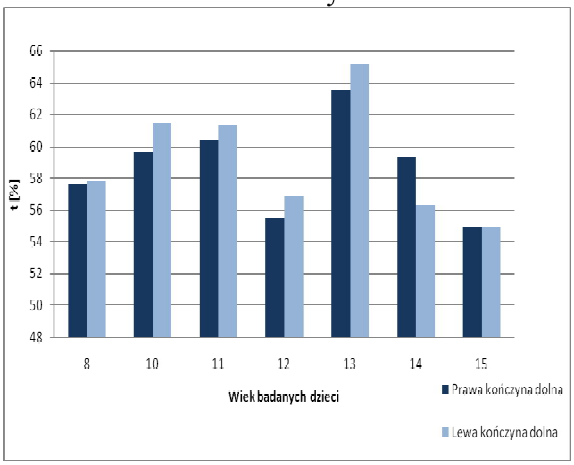
Rys. 2. Porównanie prędkości chodu badanych dzieci



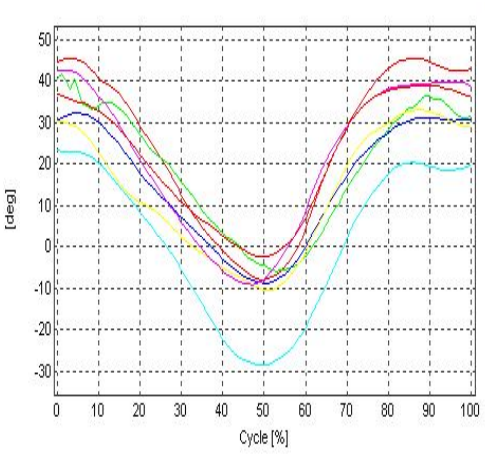
Rys. 3. Porównanie częstotliwości kroczenia badanych dzieci



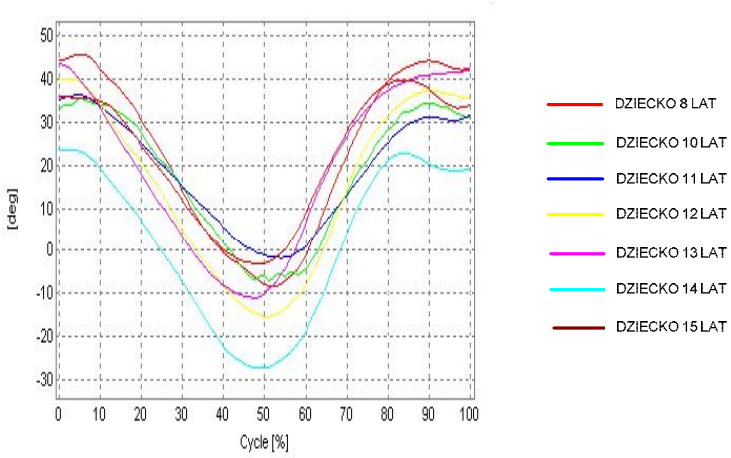
Rys. 4. Porównanie długości kroku badanych dzieci



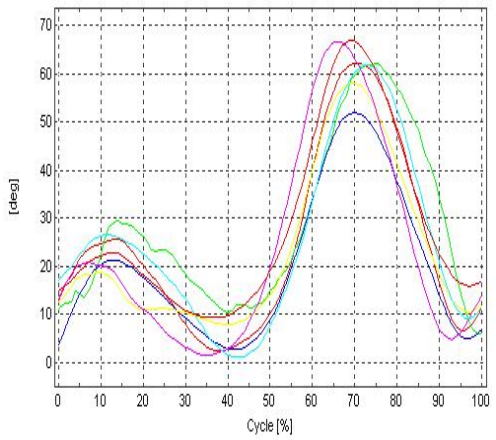
Rys. 5. Porównanie czasu trwania fazy podporowej wśród badanych dzieci



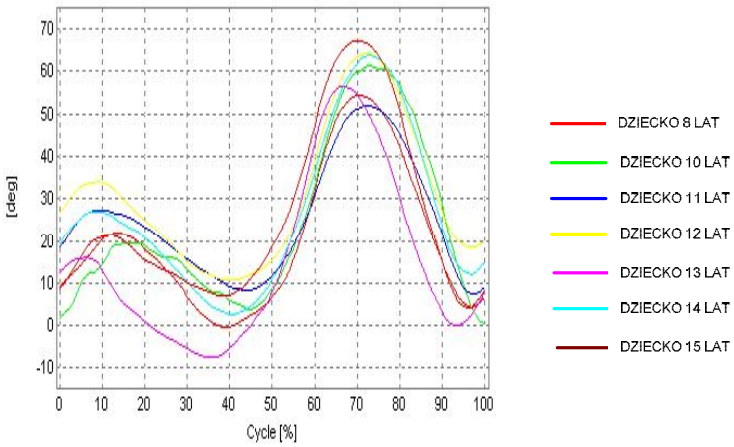
Rys. 6. Porównanie zakresu ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna prawa



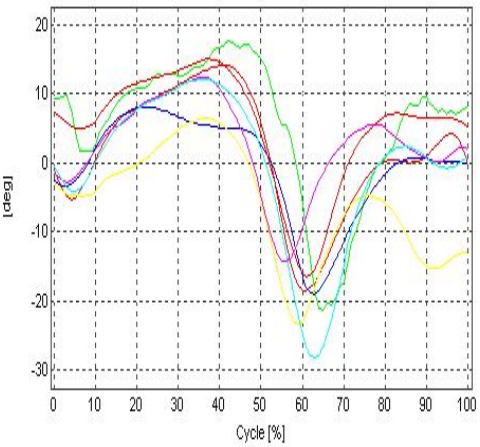
Rys. 7. Porównanie zakresu ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna lewa



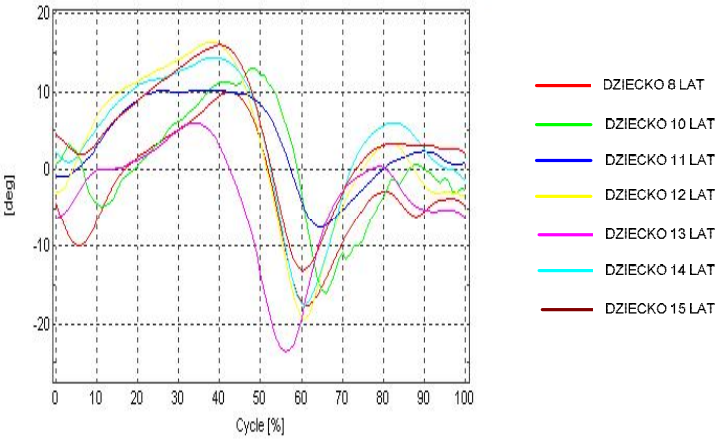
Rys. 8. Porównanie zakresu ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna prawa



Rys. 9. Porównanie zakresu ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna lewa



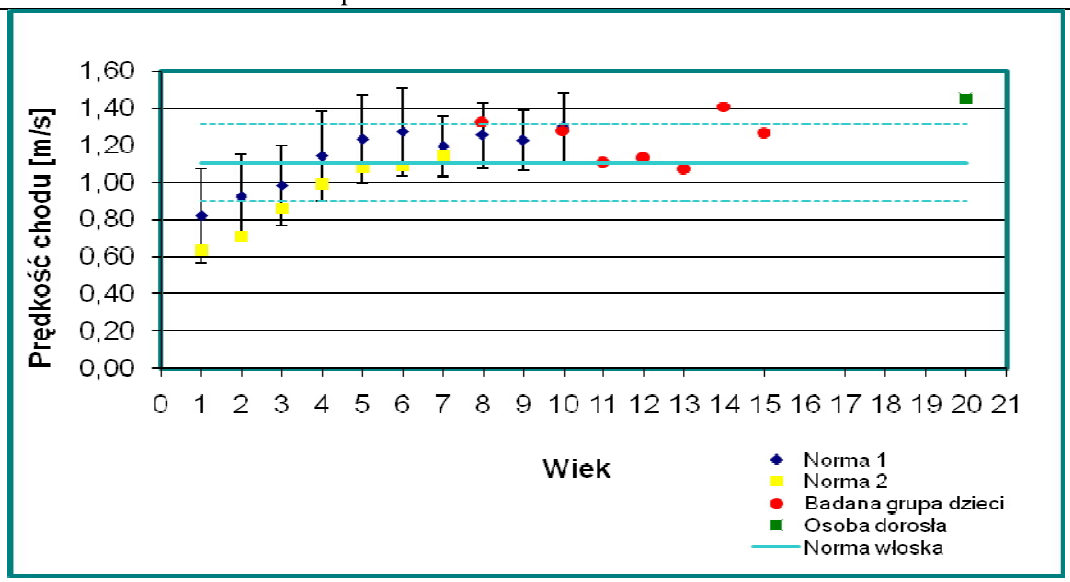
Rys. 10. Porównanie zakresu ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna prawa



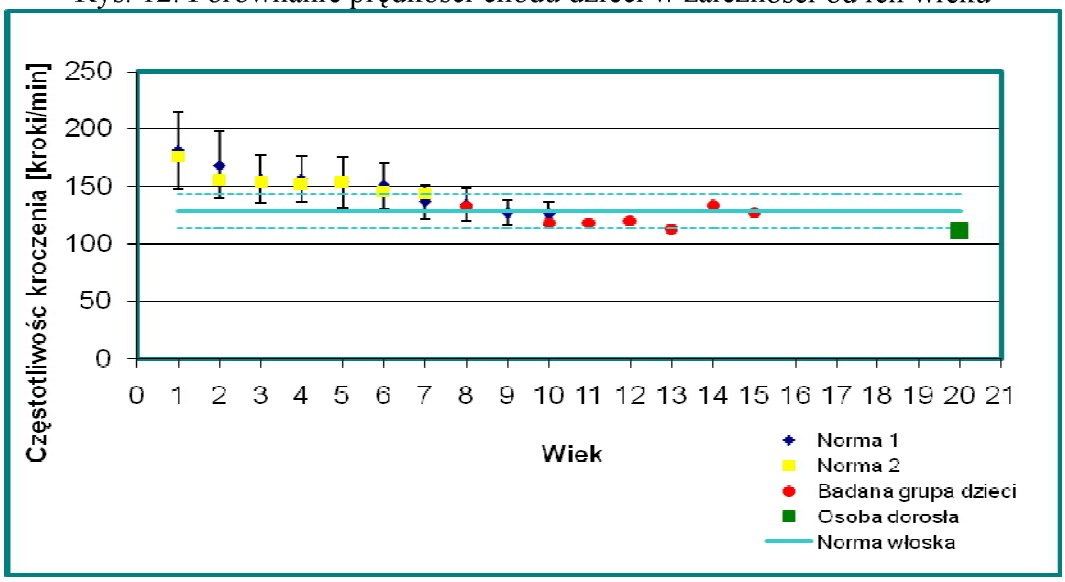
Rys. 11. Porównanie zakresu ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej – kończyna lewa

4. PORÓWNANIE NORM

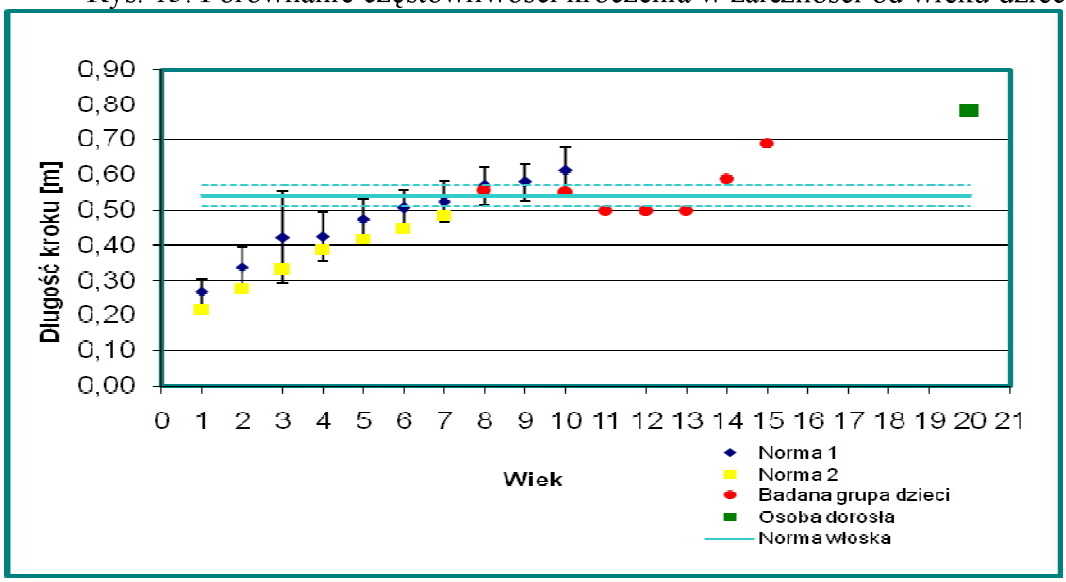
Otrzymane wyniki porównano z normami chodu dzieci zdrowych dostępnych w literaturze. Norma pierwsza [4] zawiera parametry czasowo – przestrzenne badań wykonanych w Stanach Zjednoczonych w 2007 roku. Grupę badawczą stanowiło 438 dzieci w wieku od 1 – 10 lat. Badania te przeprowadzono za pomocą systemu do analizy chodu GAITRite. Podczas badania dzieci poruszały się ze swoją naturalną prędkością. Norma druga [10] zaczerpnięta została z danych umieszczonych na stronie internetowej poświęconej Klinicznej Analizie Chodu - CGA Normative Gait Database. Norma ta, podobnie jak przedstawiana norma pierwsza zawiera wyniki parametrów czasowo – przestrzennych uzyskanych dla dzieci od pierwszego do siódmego roku życia. Powyżej tego wieku, autorzy badań uważają chód za dojrzały i traktowany jest jako chód osób dorosłych, który również został ujęty w przedstawianych wynikach. Badania przeprowadzono na University of Groningen w Hof w Niemczech w 1996 roku (natomiast nie ma informacji o liczebności badanej grupy dzieci oraz systemie pomiarowym). Norma trzecia, norma włoska to wzorzec chodu wbudowany w systemie BTS. Na rysunkach 11-14 przedstawiono porównanie wyników badań doświadczalnych z normami dostępnymi w literaturze [4] [10].



Rys. 12. Porównanie prędkości chodu dzieci w zależności od ich wieku



Rys. 13. Porównanie częstowliwości kroczenia w zależności od wieku dzieci



Rys. 14. Porównanie długości kroku w zależności od wieku dzieci

5. WNIOSKI

Podsumowując przedstawione porównanie norm i uzyskane wyniki, należy stwierdzić, że mają one charakter poglądowy, ponieważ każde z tych badań przeprowadzono na innym sprzęcie pomiarowym. Zmiany w technice obróbki i pobierania danych, gwałtowny rozwój systemów do analizy ruchu oraz zaawansowane technologie komputerowe mają znaczący wpływ na różnice pomiędzy wzorcami ruchu. Przedstawione porównanie pokazuje, jak ważne w klinicznym badaniu chodu jest wyznaczenie norm, a w szczególności w przypadku dzieci. Prędkość, długość kroku, częstotliwość kroczenia i czas trwania faz chodu zmieniają się wraz z wiekiem a najbardziej wyraźne zmiany następują do 8 – 10 roku życia. Czynnikiem w największym stopniu wpływającym na te zmiany jest długość kończyn.

LITERATURA

[1] Michnik R., Jurkojć J.: Analiza parametrów kinematycznych i dynamicznych podczas chodu normalnego i patologicznego, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 22, Gliwice 2003,
[2] Victoria L Chester, Manuel Tingley, Edmund N Biden: Comparison of two normative paedriatric gait database, Dynamic Medicine, 2007, 6:8 http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1947956&log$=activity
[3] Baker Richard i inni: Gait analysis in rehabilitation, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,
[4] Alberto Leardini i inni: A new anatomically based protocol for gait analysis in children, Gait and Posture Volumin 26 Zeszyt 4 2007, s. 560 – 571,
[5] Pei – Hsi Chou i inni: Normal gait of children, Biomedical Engineering –Application, Basis and Communications, Vol. 15 No. 4 August 2003,
[6] Biden E., Chester V., Tingley M.: Comparison of two normative pediatric gait databases, Dyn Med. 2007; 6: 8. 2007 July 17. doi: 10.1186/1476-5918-6-8.
[7] Syczewska M: Diagnostyka rehabilitacyjna narządu ruchu dziecka, Standardy Medyczne, 2003 Tom 5, Nr 9, s. 1254 – 1264,
[8] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985,
[9] Marciniak W., Szulc A.: Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006 Tom I
[10] http://www.univie.ac.at/cga/data/index.html

GAIT ANAYSIS OF HEALTHY CHILDREN GAIT – COMPARATIVE RESEARCH

Summary. This article presents analysis of healthy children gait. The aim of this work was comparison of correct gait patern which is available in publication to experimental results investigated in Górnoślskie Centrum Zdrowia Dziecka in Katowice. The experimental research was made using 3 – dimensional motion analysis system BTS Smart.

Marta KIEL, Marcin BASIAGA Jan MARCINIAK, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice
Łukasz SZOT, Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej „Hybryda", Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

CHARAKTERYSTYKA BIOMECHANICZNA DWUSEGMENTOWEJ STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA NA ODCINKU LĘDŹWIOWYM

Streszczenie. Celem pracy było przedstawienie charakterystyki biomechanicznej płytkowych stabilizatorów kręgosłupa wykorzystując MES. Analizę przeprowadzono dla stabilizatorów wykonanych ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V. Stabilizacji poddano dwa segmenty ruchowe na odcinku L3–L5. Opracowane modele geometryczne lędźwiowego odcinka kręgosłupa oraz płytkowego stabilizatora kręgosłupa poddano dyskretyzacji elementem typu SOLID95. Wynikiem analizy było wyznaczenie stanu przemieszczeń oraz naprężeń w poszczególnych elementach rozpatrywanego układu w funkcji obciążenia (F = 2000 – 5000 N).

1. WSTĘP

Kręgosłup stanowi zasadniczy filar układu kostnego człowieka. Przy udziale kości miednicy przenosi obciążenia na kończyny dolne. Współpracując z klatką piersiową i obręczą barkową uczestniczy w ruchu kończyn górnych. Natomiast dla głowy stanowi podporę. Chroni także niezwykle ważny dla układu nerwowego rdzeń kręgowy. Kręgosłup poddawany jest bardzo złożonym i zmiennym obciążeniom mechanicznym, zwłaszcza podczas ruchu. Prawidłowe rozłożenie obciążenia kręgosłupa pozwala na właściwe ukształtowanie zespołu kostno – stawowego, a tym samym pozwala na poprawne funkcjonowanie układu lokomocyjnego [1–4].

Najbardziej obciążonym i narażonym na zmiany zwyrodnieniowe odcinkiem kręgosłupa jest odcinek lędźwiowy. Na jego wysokości znajduje się środek ciężkości ciała ludzkiego. W nim też występują największe siły działające na kręgi oraz krążki międzykręgowe. Szacuje się, że ok. 62% przypadków patologicznych zmian w układzie kręgi – krążek międzykręgowy dotyczy segmentu L3–L4 [2, 5].

Postęp w technologii medycznej przyczynił się do rozwinięcia technik stabilizacji kręgosłupa z użyciem implantów metalowych. Implanty kręgosłupowe pozwalają na unieruchomienie chorego odcinka kręgosłupa oraz uzyskanie stabilnego wzrostu. Zastosowanie płytkowych stabilizatorów w leczeniu chirurgicznym schorzeń kręgosłupa jest mało powszechne z uwagi na trudniejszą technikę operacyjną (z dostępu przedniego), zwiększone ryzyko powikłań pooperacyjnych oraz większe obciążenie fizyczne i psychiczne pacjenta. Płytkowa stabilizacja kręgosłupa umożliwia leczenie szyjnego i lędźwiowego odcinka kręgosłupa z dostępu operacyjnego przedniego. Cechy geometryczne i rozmiary tego rodzaju implantów są dostosowane do leczenia różnych schorzeń i dla różnych grup wiekowych pacjentów [5–6].

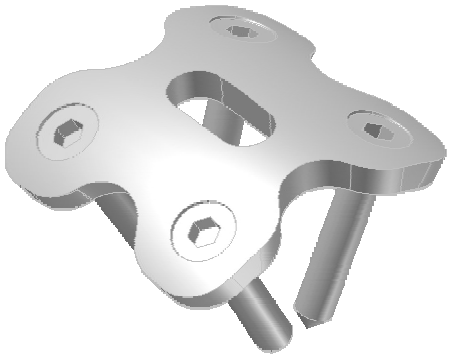
2. MATERIAŁ I METODY

Analizie poddano system płytkowej stabilizacji na odcinku lędźwiowym kręgosłupa z dostępu operacyjnego przedniego. Stabilizator składał się ze śrub kostnych oraz płytki – rys. 1.

W pracy analizowano zespolenie dwóch segmentów ruchowych na odcinku L3–L5. Model geometryczny lędźwiowego odcinka kręgosłupa opracowano na podstawie danych z tomografii komputerowej kręgosłupa rzeczywistego.

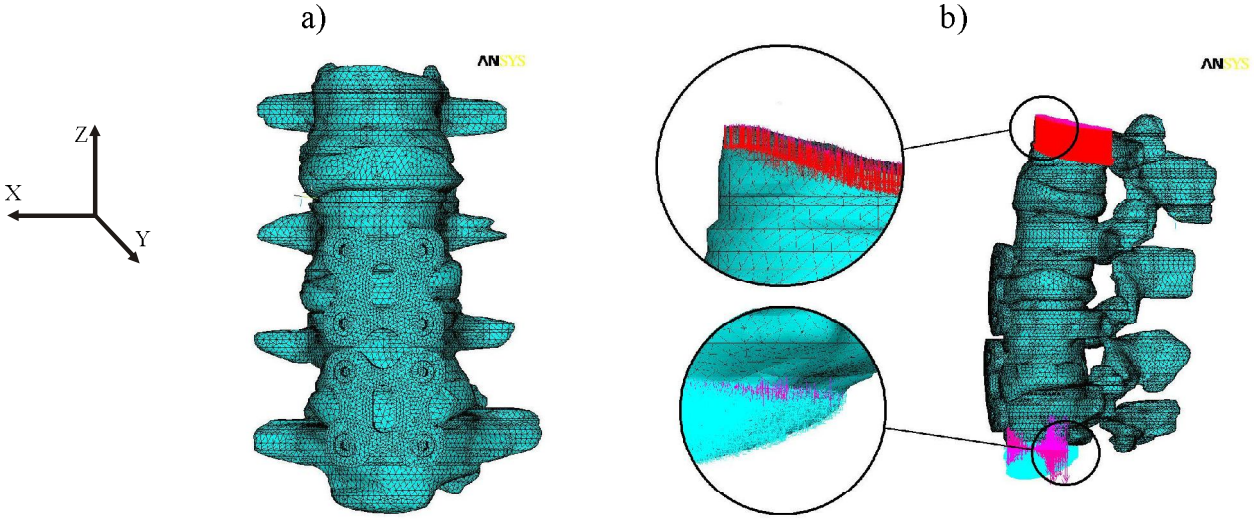
Analizę przeprowadzono przy pomocy programu ANSYS. Dla potrzeb analizy przyjęto własności materiałowe odpowiadające [5, 7–9]:

- stali Cr-Ni-Mo: $E = 2{,}10 \cdot 10^5$ MPa, $\upsilon = 0.30$,
- stopu Ti-6Al-4V: $E = 1{,}13 \cdot 10^5$ MPa, $\upsilon = 0.34$,
- kręgom: $E = 1{,}15 \cdot 10^4$ MPa, $\upsilon = 0.30$,
- krążkom międzykręgowym: $E = 110$ MPa, $\upsilon = 0.40$.



Rys. 1. Płytkowy stabilizator kręgosłupa

W kolejnym etapie analizy na bazie wykonanego modelu geometrycznego wygenerowano siatkę elementów skończonych do obliczeń MES. Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID 95 – rys. 2.



Rys. 2. a) model poddany dyskretyzacji elementem typu SOLID 95, b) zdyskretyzowany model z przyjętymi warunkami brzegowymi

Dla przeprowadzenia analizy niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych oraz brzegowych – rys. 2, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Dla potrzeb analizy przyjęto następujące założenia:

- dolną część kręgu L5 unieruchomiono poprzez odebranie wszystkim węzłom wszystkich stopni swobody, co uniemożliwiało przemieszczanie się ostatniego kręgu lędźwiowego, blokując jego ewentualną rotację,
- kręg L2 został obciążony równomiernie na całej powierzchni siłami osiowymi: 2000 N, 5000 N (siły niszczące segment ruchowy kręgosłupa na odcinku lędźwiowym),
- w kręgach L3–L5 zostały wprowadzone płytkowe stabilizatory kręgosłupa zgodnie z zaleceniami techniki operacyjnej.

Zakres analizy obejmował wyznaczenie stanu przemieszczeń, naprężeń i odkształceń:

- w elementach układu kręgi (L3–L5) – płytkowy stabilizator wykonany ze stali Cr-Ni-Mo,
- w elementach układu kręgi (L3–L5) – płytkowy stabilizator wykonany ze stopu Ti-6Al-4V.

Naprężenia, przemieszczenia oraz odkształcenia uzyskane podczas analizy są wartościami zredukowanymi według hipotezy Hubera-Missesa.

3. WYNIKI BADAŃ

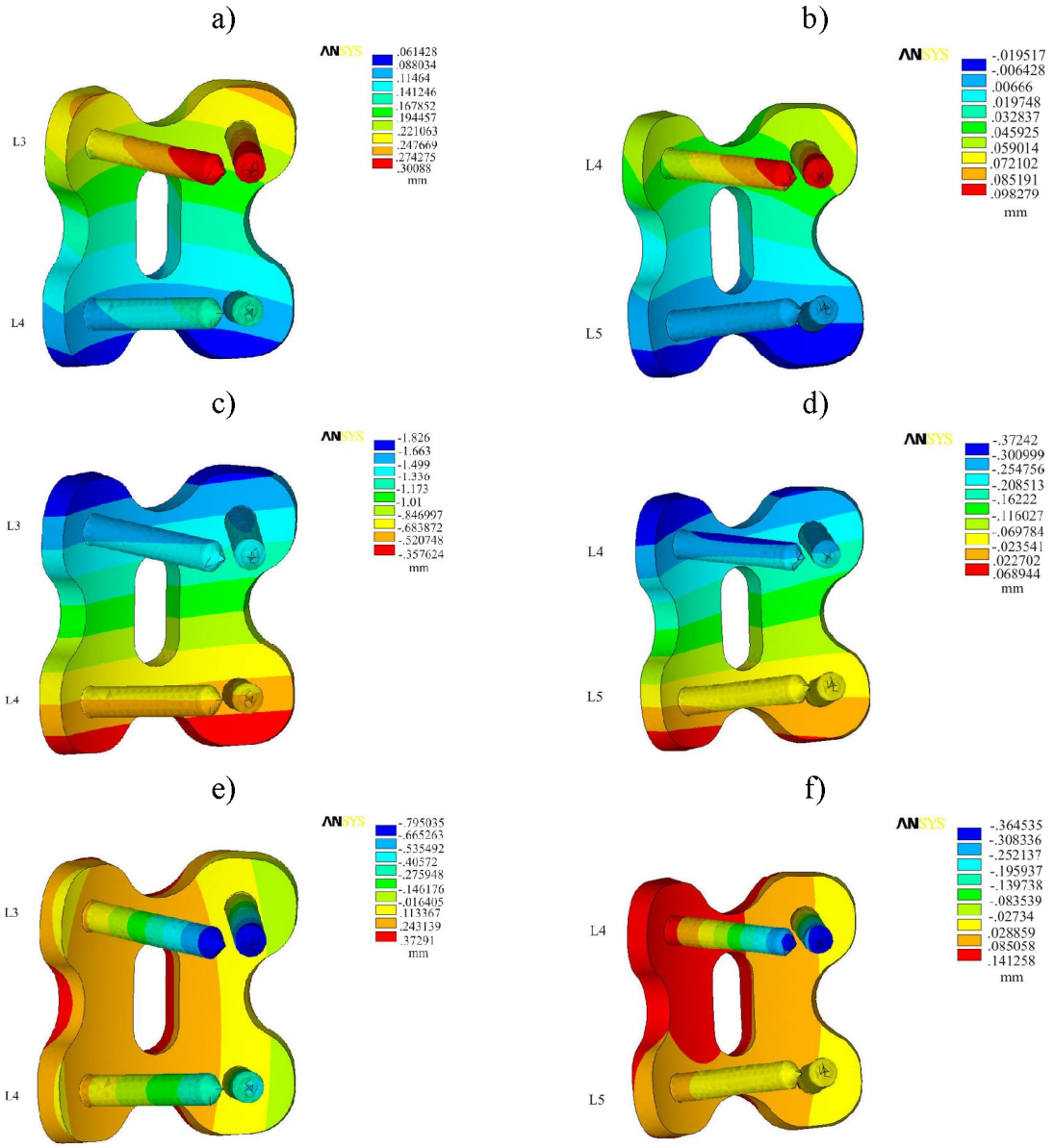
Wyniki analizy stanu przemieszczeń względnych oraz naprężeń zredukowanych układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – płytkowy stabilizator wykonany ze stali Cr-Ni-Mo oraz ze stopu Ti-6Al-4V przedstawiono w tablicach 1 i 2 oraz na rysunkach 3 i 4 .

Tabela 1.
Przemieszczenia względne płytkowego stabilizatora kręgosłupa dla różnych wartości przyłożonego obciążenia i kierunków

Biomateriał	**Siła, N**	**Przemieszczenie względne, mm**					
		Stabilizator L3–L4			Stabilizator L4–L5		
		X	Y	Z	X	Y	Z
Cr-Ni-Mo	**2000**	0.14	0.70	0.42	0.03	0.12	0.14
	5000	0.33	1.72	1.05	0.07	0.17	0.38
Ti-6Al-4V	**2000**	0.17	0.87	0.52	0.04	0.13	0.15
	5000	0.46	2.51	1.20	0.09	0.22	0.34

Przemieszczenie względne powstałe podczas obciążenia układu maksymalną przyjęta siłą 5000 N dla stabilizatora górnego (L3–L4) (wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo) na osi X wyniosły 0,33 mm, natomiast dla stabilizatora dolnego (L4–L5) – 0,07 mm. Przemieszczenie rejestrowane dla tego samego obciążenia na osi Y dla górnego stabilizatora wyniosło 1,72 mm, a dla dolnego - 0,17 mm. Natomiast przemieszczenie względne powstałe podczas obciążenia układu siła 5000 N na osi Z dla górnego stabilizatora wyniosło 1,05 mm, natomiast dla dolnego – 0,38 mm.

Przemieszczenie względne wynikające z obciążenia układu siłą maksymalna 5000 N dla stabilizatora (wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V) górnego (L3–L4) na osi X wyniosło 0,46 mm, natomiast dla dolnego (L4–L5) – 0,09 mm – rys. 3 a), b). Maksymalne przemieszczenie na tym kierunku zlokalizowane było na końcach śrub kostnych górnych (na poziomie kręgów L3 i L4). Na osi Y przemieszczenie dla górnego stabilizatora wyniosło 2,51 mm, a dla dolnego – 0,22 mm – rys. 3 c), d). Maksymalne przemieszczenie na tym kierunku zlokalizowane było w dolnej części stabilizatora. Natomiast przemieszczenie względne powstałe na kierunku Z podczas obciążenia układu siłą 5000 N dla górnego stabilizatora wyniosło 1,20 mm, a dla dolnego – 0,34 mm – rys. 3 e), f). Maksymalne przemieszczenie na tym kierunku zlokalizowane było w środkowej części stabilizatora płytkowego.



Rys. 3. Przemieszczenia względne stabilizatora płytkowego wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V obciążonego siłą 5000 N: zaiplantowanego na segmencie L3–L4: a) oś X, c) oś Y, e) oś Z, zaimplantowanego na segmencie L4–L5: b) oś X, d) oś Y, F oś Z

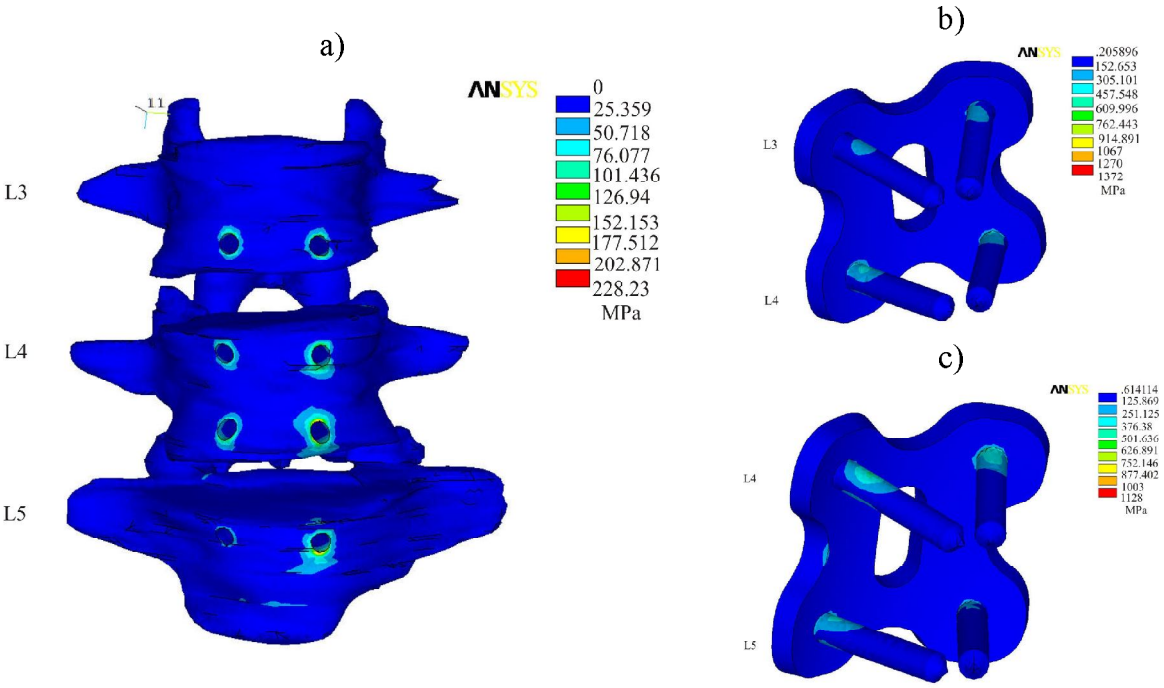
Tabela 2.
Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych wyznaczonych dla układu odcinek lędźwiowy kręgosłupa – płytkowy stabilizator

Biomateriał	**Siła, N**	**Naprężenie zredukowane, MPa**					
		Śruby kostne		Stabilizator		Kręgi L3–L5	Krążki międzykręgowe L3–L4 L4–L5
		L3–L4	L4–L5	L3–L4	L4–L5		
Stal Cr-Ni-Mo	**2000**	702	565	702	565	78	7
	5000	1757	1411	1757	1411	195	16
Stop Ti-6Al-4V	**2000**	549	451	549	451	91	7
	5000	1372	1128	1372	1128	228	17

Naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążenia układu siłą 5000 N dla stabilizatora wykonanego ze stali Cr-Ni-Mo oraz dla śrub kostnych było identyczne i wynosiło dla stabilizatora umieszczonego w górnym segmencie (L3–L4) 1757 MPa, natomiast dla

stabilizatora umieszczonego w dolnym segmencie (L4–L5) – 1411 MPa. Maksymalne naprężenie zredukowane powstałe w kręgach wynosiło 195 MPa i zlokalizowane było w miejscu otworów, w które wprowadza się śruby kostne umiejscowione po prawej stronie dolnego stabilizatora (L4–L5). Maksymalne naprężenie powstałe w krążkach międzykręgowych wyniosło 16 MPa.

Maksymalne naprężenia zredukowane powstałe podczas obciążania układu siłą 5000 N dla stabilizatora wykonanego ze stopu Ti-6Al-4V oraz dla śrub kostnych wykonanych z tego samego biomateriału było takie samo i wyniosło dla górnego stabilizatora (L3–L4) 1372 MPa, a dla dolnego stabilizatora (L4–L5) – 1128 MPa – rys. 4 b), c). Maksymalne naprężenia zredukowane powstałe w kręgach (L3–L5) wyniosło 228 MPa. Natomiast dla krążków międzykręgowych – 17 MPa i zlokalizowane były w przedniej części krążków.



Rys. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych występujących: a) w kręgach L3–L5, w stabilizatorze płytkowym wykonanym ze stopu Ti-6Al-4V b) stabilizującym segment L3–L4, c) stabilizującym segment L4–L5, podczas obciążania układu siłą 5000 N

4. PODSUMOWANIE

Analizę biomechaniczną przeprowadzono w celu wyznaczenia stanu przemieszczeń względnych i naprężeń zredukowanych w układzie odcinek lędźwiowy kręgosłupa – stabilizator płytkowy wykonany ze stali Cr-Ni-Mo oraz stopu Ti-6Al-4V. Na stabilizację kręgosłupa na odcinku L3–L5 istotny wpływ miała podatność całego układu do odkształceń wywołanych obciążeniem. Na podstawie danych literaturowych, dotyczących biomechniki kręgosłupa wytypowano siły obciążające z zakresu 2000 – 5000 N uznawane jako siły niszczące segment ruchowy kręgosłupa na odcinku lędźwiowym. W zależności od przyjętego biomateriału stabilizatora kręgosłupa zarejestrowano małe wielkości przemieszczeń pomiędzy kręgami w osi Z. Przemieszczenia te oscylowały w granicy 1 mm, świadczy to o stabilności i odpowiedniej sztywności analizowanego układu. Maksymalne naprężenia zredukowane powstałe w płytkowym stabilizatorze oraz śrubach kostnych były porównywalne. Zlokalizowane one były, w okolicach łba śruby, jednak obszar ich występowania był bardzo mały i związany był z niedoskonałością siatki elementów skończonych w tym obszarze. W pozostałym obszarze nie przekraczały one wartości 400 MPa. Większe naprężenia

zaobserwowano w stabilizatorze umiejscowionym na segmencie L3–L4. Wprowadzenie płytkowych stabilizatorów na odcinku L3–L5 oraz obciążenie całego układu maksymalną siłą 5000 N inicjowało naprężenia w kręgach przekraczające 160 MPa, i może zaburzyć prawidłowy przebieg procesu leczenia.

Uzyskane wyniki analizy numerycznej stabilizatora płytkowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych stanowią cenną metodykę dla prawidłowego zaprojektowania jego postaci, cech geometrycznych, doboru własności mechanicznych stabilizatora oraz stopnia umocnienia biomateriału metalowego.

Praca finansowana z grantu nr R0801601 przez Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego

LITERATURA

[1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Warszawa: Oficyna Wyd. Pol. Wrocławskiej, 1997.
[2] Nałęcz M.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom V. Warszawa: EXIT, 2004.
[3] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: Podstawy biomechaniki. Łódź: Wyd. Pol. Łódzkiej, 2004.
[4] Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Gliwice: Wyd. Pol. Śl., 2007.
[5] Marciniak J., Szewczenko J., Walke W., Basiaga M., Kiel M., Mańka I.: Biomechanical analysis of lumbar spine stabilization by means of transpedicular stabilizer. Information Technologies in Biomedicine, Springer, ASC 47, 2008, pp.529–536 (rozdział w monografii).
[6] Woźniak W.: Anatomia człowieka. Wyd. 2. Wrocław: Elsevier Urban&Partner, 2003.
[7] Marciniak J.: Biomateriały. Gliwice: Wyd. Pol.Śl., 2002.
[8] Gzik-Zroska B., Tejszerska D., Wolański W.: Analiza stanu obciążenia lejkowatej klatki piersiowej po korekcji płytką stabilizującą, Modelowanie inżynierskie 34, Gliwice 2007, s. 37– 42.
[9] Kiel M., Marciniak J. Szewczenko J., Walke W., Basiaga M.: Analiza biomechaniczna stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego po zespoleniu stabilizatorem płytkowym. 5-6, Przegląd Techniczny, 2009, s. VIII –IX.

BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF TWO-SEGMENT STABILIZATION OF LUMBAR SPINE

Summary. The aim of the work was determination of biomechanical characteristic of the plate stabilizers of spine using the finite elements methods. The analysis were carried out for the stabilizers made of stainless steel (Cr-Ni-Mo) and alloy Ti-6Al-4V. The stabilization was realized in L3–L5 segment of spine. Geometric model of lumbar spine and plate stabilizer were discretized by SOLID 95 element. The result of the analysis was calculation of stresses and displacements in particular elements of considered system in a function of the applied loading (F = 2000 –5000 N).

Ewa KOLCZYK, Alicja BALIN Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Materiałowej i MetalurgiiKatedra Mechaniki Materiałów

ZASTOSOWANIE MODELU REOLOGICZNEGO DO OCENY WPŁYWU DOMIESZKI WĘGLA SZKLISTEGO NA CYKLICZNE PEŁZANIE CEMENTU CHIRURGICZNEGO

Streszczenie. W pracy opisano matematycznie zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, jakie zaobserwowano podczas badań zmęczeniowych niskocyklowych. Badaniom poddano cement chirurgiczny o nazwie Palamed oraz cement Palamed modyfikowany węglem szklistym w postaci proszku o granulacji 60 μm i udziale 3,2% mas. Wykorzystując model reologiczny standardowy, oceniono wpływ domieszki węgla szklistego na wielkość odkształcenia w warunkach cyklicznego pełzania. Stwierdzono korzystny wpływ tej domieszki na zachowanie się cementu w warunkach obciążeń zmiennych. Obliczenia przeprowadzono przy wykorzystaniu programu matematycznego „Mathcad 14".

1. WSTĘP

Jednym z wielu stosowanych w medycynie biomateriałów jest cement akrylowy. Materiał ten znalazł szczególne zastosowanie w ortopedii, a dokładnie w endoprotezoplastyce stawów: biodrowego i kolanowego. Służy on bowiem do stabilnego mocowania endoprotezy w kości [1,2]. Pełni on również funkcję materiału pośredniego, który przenosi obciążenia z implantu na kość [3,4].

Cement chirurgiczny to samopolimeryzująca masa akrylowa, składająca się z pakowanego komponentu proszkowego (głównym składnikiem jest polimer PMMA) i komponentu ciekłego (głównym składnikiem jest monomer MMA), który po wymieszaniu staje się lepką mieszaniną. Pozwala to na formowanie i umieszczenie cementu wewnątrz kanału kości [3].

Cementom akrylowym stosowanym w ortopedii stawiane są liczne wymagania, takie jak: odpowiednia sprężystość, wysoka wytrzymałość zmęczeniowa, odporność na pękanie, zdolność do tłumienia drgań, odporność na ścieranie i biotolerancja. Liczne wady w postaci: wysokiej kruchości, małej wytrzymałości zmęczeniowej, toksyczności, wysokiej temperatury polimeryzacji, skurczu 1-5%, porowatości 1-10% powodują obluzowania protezy i produkcję szczątków zużycia wywołujących lokalne zapalenie i osteolizę [2-4].

Podczas normalnej pracy stawu biodrowego cement chirurgiczny ulega procesowi zmęczenia w wyniku cyklicznego działania naprężeń [3]. Jednym z czynników mających wpływ na proces zmęczenia cementu chirurgicznego jest jego lepkosprężystość. Cement akrylowy jako kompozyt polimerowy jest materiałem lepkosprężystym, w którym zachodzą zjawiska reologiczne, takie jak pełzanie i relaksacja naprężeń [5].

Pełzanie jest procesem reologicznym, w którym wartość odkształcenia wzrasta w czasie przy stałym naprężeniu. Odkształcanie cementu spowodowane pełzaniem wiąże się z osiadaniem trzpienia endoprotezy i remodelingiem kości [1,6,7].

Zjawiska reologiczne w materiałach lepkosprężystych opisuje się odpowiednimi modelami matematycznymi. W pracy opisano matematycznie zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, wykorzystując model reologiczny standardowy.

2. METODYKA BADAŃ

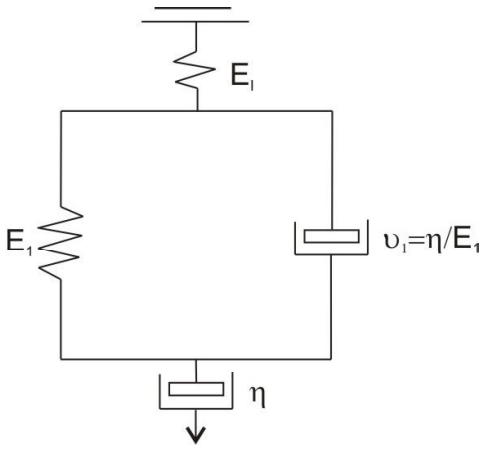
Stosując model reologiczny standardowy opisano zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego, jakie zaobserwowano podczas przeprowadzania badań zmęczeniowych niskocyklowych. Badaniom poddano cement chirurgiczny o nazwie Palamed oraz cement Palamed modyfikowany węglem szklistym w postaci proszku o granulacji 60 μm i udziale 3,2%mas. Badania zmęczeniowe niskocyklowe przeprowadzono na maszynie serwohydraulicznej MTS 810 przy sterowaniu obciążeniem w zakresie obciążeń rozciągających. Zmianę obciążenia zamodelowano cyklem trójkątnym o częstotliwości ν=0,25 Hz. Do opisu zjawiska pełzania zastosowano model standardowy. Ogólne równanie opisujące model standardowy ma następującą postać [8]:

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 / E_I + \sum_{i=1}^{n} \{(\sigma_0 / E_i)[1 - \exp(-t / \upsilon_i)]\} + \sigma_0 t / \eta \tag{1}$$

Przy założeniu, że n=1 równanie ma postać:

$$\varepsilon(t) = \sigma_0 / E_I + (\sigma_0 / E_1)[1 - \exp(-t / \upsilon_1)] + \sigma_0 t / \eta \tag{2}$$

gdzie:
σ_o – naprężenie;
E_I, E_1 – moduły sprężystości podłużnej;
η- współczynnik lepkości;
t – czas;
$\upsilon_1=\eta/E_1$
Równaniu temu odpowiada model mechaniczny przedstawiony na rysunku 1.



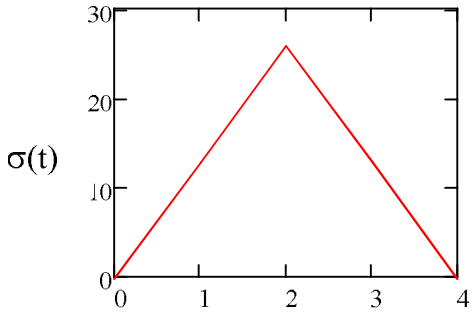
Rys.1. Model standardowy dla liczby elementów n=1 [8]

Do zbudowania modelu matematycznego zjawiska cyklicznego pełzania wykorzystano wielkości naprężeń i modułu zależne od czasu. Do równania (2) podstawiono za σ_o równanie modelujące cykl naprężeń:

$$\sigma_0(t) = A\sigma_a\{1{,}55 + \arcsin[\sin(\omega(t+3))]\} \tag{3}$$

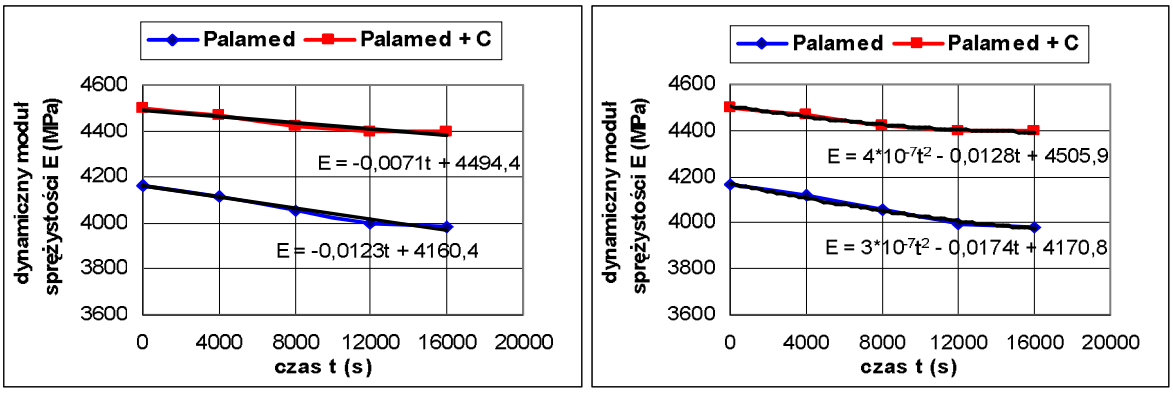
gdzie:
σ_a=12,9MPa – amplituda naprężenia dla próbki o średnicy d=9mm i przyjętej sile F_{max}=1640N (F_{min}=0), naprężenie $\Delta\sigma$=25,8MPa a więc $\sigma_a = \Delta\sigma/2$=12,9MPa;
ω=0,5π (1/s) – wartość, jaką przyjęto w badaniach zmęczeniowych niskocyklowych;
t (s) – czas;
A= 0,641 - stała dopasowująca wartości $\Delta\sigma$ do założonej wartości $\Delta\sigma$=25,8MPa

Model cyklu naprężeń zgodnego z równaniem (3) przedstawiono na rys 2. Wykres ten odpowiada wykresowi cyklu obciążeń, jaki zastosowano w badaniach zmęczeniowych niskocyklowych.



Rys.2. Model cyklu naprężeń w badaniach zmęczeniowych cementu chirurgicznego

Podczas badań zmęczeniowych niskocyklowych rejestrowano dane, z których wyznaczono dynamiczny moduł sprężystości E w zakresie do liczby cykli N=4000, co odpowiada czasowi t=16000s. Dane przedstawiające wartości E w zależności od czasu



Rys.3. Zależność dynamicznego modułu sprężystości od czasu dla cementu chirurgicznego

(dla różnej liczby cykli) aproksymowano dwoma rodzajami równań:1) przy pomocy aproksymacji liniowej (rys. 3a) i 2) przy pomocy aproksymacji wielomianowej (rys.3b).

W równaniu (2) przyjęto za E_1 dynamiczny moduł sprężystości $E_1(t)$. Równanie modelujące zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego przyjmuje następującą postać:

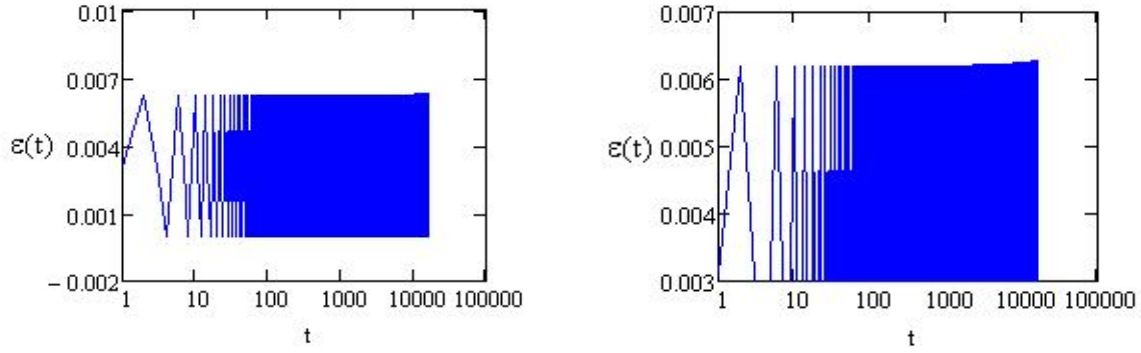
$$\varepsilon(t) = \sigma_0(t)/E_I + (\sigma_0(t)/E_1(t))\{1-\exp[-tE_1(t)/\eta]\} + \sigma_0(t)t/\eta \quad (4)$$

W równaniu (4) przyjęto za E_I dane E dla pierwszego cyklu obciążenia. I tak dla cementu Palamed mamy E_I=4165 MPa, a dla cementu Palamed modyfikowanego węglem szklistym E_I=4502 MPa. Za $E_1(t)$ przyjęto funkcję E(t) zgodnie z rys.3a i 3b. Przyjęto $\eta=10^{10}$ MPa·s

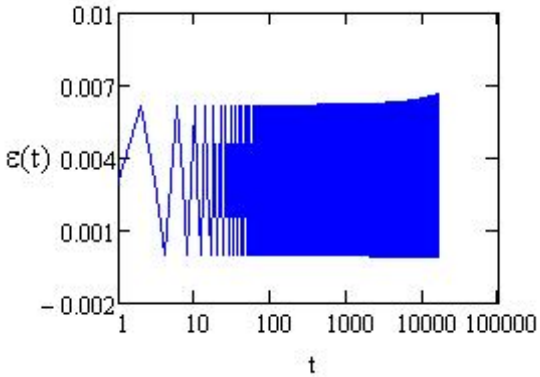
Ponadto przeprowadzono obliczenia dla modelu standardowego o liczbie elementów n=10 dla obu badanych materiałów. Wykorzystując w obliczeniach wielomianową aproksymację zależności E=f(t) przyjęto zakres czasu do $t=4\cdot10^5$s, co odpowiada liczbie cykli $N=10^5$, czyli zakresowi badań zmęczeniowych niskocyklowych.

3. WYNIKI

Wykresy zależności ε=f(t) w przedziale czasu t=0-16000s (liczba cykli do N=4000) dla cementu chirurgicznego Palamed oraz Palamed modyfikowanego węglem szklistym uzyskane dla modelu standardowego o liczbie elementów n=1 i modelu o liczbie elementów n=10, przy zastosowaniu aproksymacji liniowej modułu sprężystości E(t) przedstawiono na rysunkach 4-7. Otrzymano mniejsze wartości odkształcenia dla czasu t=16000s po modyfikacji materiału węglem szklistym, a mianowicie dla modelu o liczbie elementów n=1: ε=0,0058 (rys.6) oraz dla modelu o n=10: ε=0,0062 (rys.7) w porównaniu z materiałem niemodyfikowanym, gdzie dla modelu o liczbie elementów n=1 mamy ε=0,0063 (rys.4), a dla n=10: ε= 0,0066 (rys.5). Zatem w przypadku obu materiałów dla modelu o liczbie elementów n=10 uzyskano większe przyrosty odkształcenia w czasie niż dla modelu o liczbie elementów n=1.



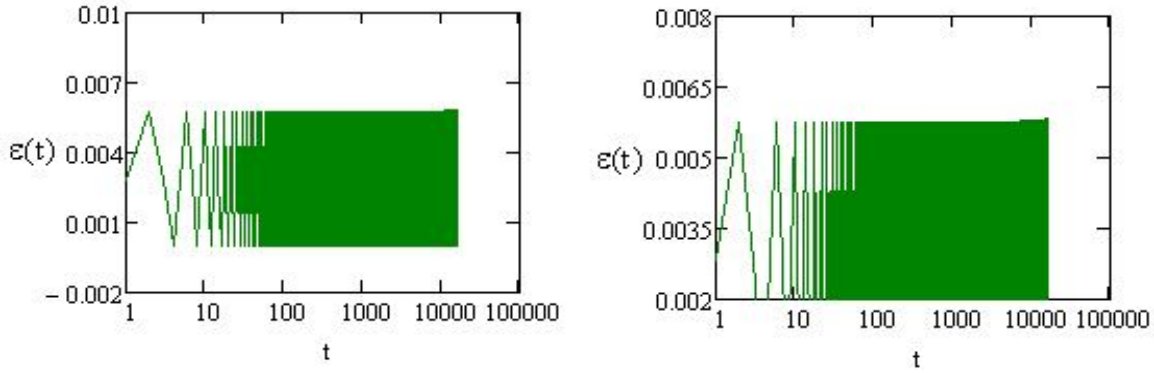
Rys.4. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego dla modelu standardowego o liczbie elementów n=1 z powiększeniem wybranego obszaru



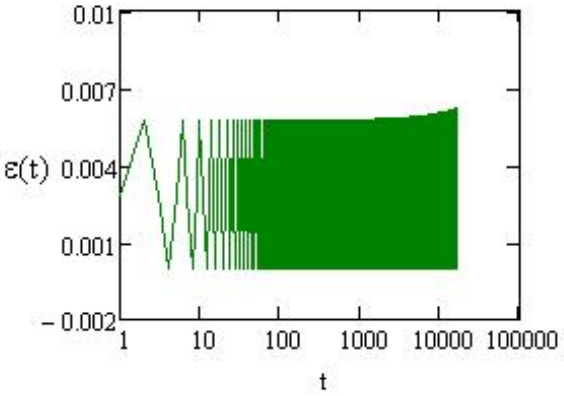
Rys.5. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego dla modelu standardowego o liczbie elementów n=10

Dla modelu standardowego o liczbie elementów n=1 przy wykorzystaniu do obliczeń wielomianowej zależności E=f(t) uzyskano również mniejsze wartości odkształceń ε(t). Dla

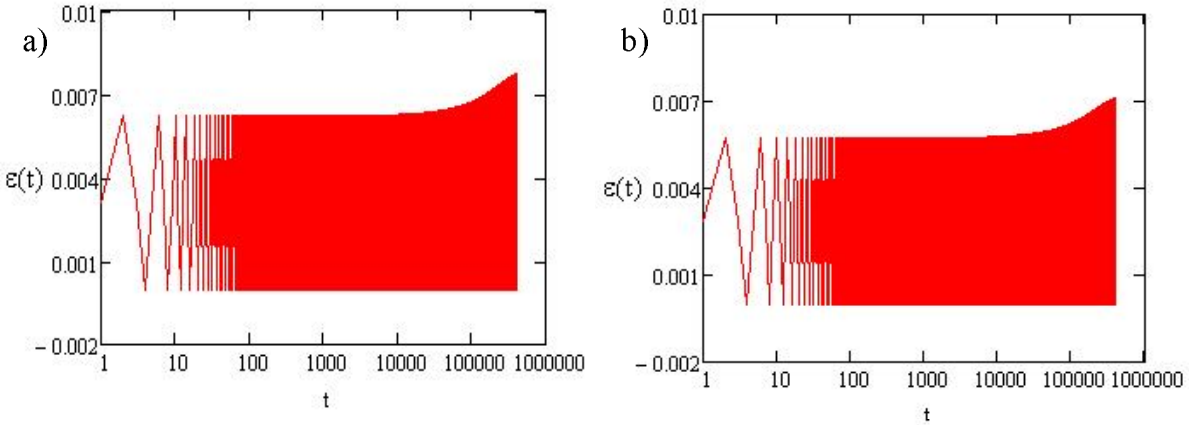
czasu t=400000s otrzymano ε=0,0071 dla materiału modyfikowanego w porównaniu z materiałem niemodyfikowanym, dla którego ε=0,0077 (rys.8.).



Rys.6. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym dla modelu standardowego o liczbie elementów n=1 z powiększeniem wybranego obszaru



Rys.7. Wykres cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym dla modelu standardowego o liczbie elementów n=10



Rys.8. Wykres cyklicznego pełzania dla modelu standardowego o liczbie elementów n=1 a) cementu chirurgicznego Palamed, b) cementu chirurgicznego Palamed modyfikowanego węglem szklistym

4. WNIOSKI

Opracowane modele reologiczne dobrze opisują zjawisko cyklicznego pełzania cementu chirurgicznego i cementu chirurgicznego modyfikowanego węglem szklistym. Przy wykorzystaniu modelu standardowego o liczbie elementów n=1 i n=10, w którym zastosowano liniową aproksymację E=f(t) dla obu materiałów możliwe było przedstawienie zmian odkształcenia w czasie do t=16000s. Natomiast stosując wielomianową zależność E=f(N) w modelu o liczbie elementów n=1 można obliczać zmiany odkształcenia w czasie do $t=4\cdot10^5$s odpowiadającemu zakresowi badań zmęczeniowych niskocyklowych.

Na podstawie wyników obliczeń stwierdzono korzystny wpływ domieszki węgla szklistego na zjawisko pełzania w cemencie. Węgiel szklisty zmniejsza przyrost odkształceń w czasie, ograniczając pełzanie materiału. Z medycznego punktu widzenia oczekuje się zatem zwiększenia trwałości mocowania endoprotezy stawu biodrowego, gdyż mniejsze odkształcenia cementu w procesie pełzania wiążą się z mniejszym osiadaniem trzpienia.

LITERATURA

[1] Stolk J., Verdonschot N., Murphy B., Prendergast P., Huiskes R.: Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. Engineering Fracture Mechanics 2004, 71:513-528
[2] Walker G., Daly C., Dunne N., Orr J.: Liquid monomer-powder particle interaction in acrylic bone cement. Chemical Engineering Journal 2008, 139: 498-494
[3] Graham J., Priutt L., Ries M., Gaundiah M.: Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement. The Journal of Arthroplasty 2000, 15:1028-1035
[4] Dunne N., Orr J., Mushipe M., Eveleigh R.: The relationship between porosity and characteristic of bone cements. Biomaterials 2003, 24:239-245
[5] Mulle S., McCaskie A.: The mechanics of cemented total hip replacement. Current Orthopaedics 2002, 16:403-406
[6] Balin A., Junak G.: Investigation of cyclic creep of surgical cements. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering 2008
[7] Balin A., Junak G: Low cycle fatigue of surgical cement. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering 2007, 20:211-214
[8] Hyla I.: Wybrane zagadnienia z inżynierii materiałów kompozytowych. PWN W-wa 1978

ADAPTATION OF RHEOLOGICAL MODEL TO ASSESS INFLUENCE OF THE GLASSY CARBON ADMIXTURES ON CYCLIC CREEP OF SURGICAL CEMENT

Summary. Mathematically description of cyclic creep phenomena in surgical cement which occurred at low cycle fatigue tests has been attempted in this paper. It has been examined bone cement Palamed and Palamed modified with glassy carbon powder of 60 μm granulation and 3,2% in mass fraction. Calculation of deformation changes in time for the elaborated model of cyclic creep has been done. It was stated that glassy carbon has advantageous influence on behavior bone cement in conditions of changeable loadings. Calculations have been made by using program Mathcad 14.

Łukasz KOPAŃSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej w Gliwicach
Dagmara TEJSZERSKA, Marek GZIK, Wojciech WOLAŃSKI, Bożena GZIK- ZROSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

KINEZYTERAPIA DZIECI Z WADAMI KOŃCZYN DOLNYCH Z WYKORZYSTANIEM URZĄDZENIA INTERAKTYWNEGO

Streszczenie. W artykule przedstawiono specjalistyczne urządzenie wykorzystujące system do interaktywnej rehabilitacji wad kończyn dolnych u dzieci i młodzieży. Nowoczesne rozwiązania pozwalają łączyć „przyjemne z pożytecznym"- przywrócenie sprawności grup mięśniowych w obszarze stawu kolanowego i biodrowego w trakcie gry na komputerze.

1. WSTĘP

Zmiany cywilizacyjne zachodzące w środowisku człowieka niekorzystnie odbijają się na kondycji fizycznej, jak również prowadzą do pogorszenia właściwości mechanicznych struktur biologicznych. Wynikiem złego stylu życia są różne schorzenia narządu ruchu oraz dysfunkcje i wady postawy ciała. Takie wady oraz różnego rodzaju kontuzje i urazy wymagają podjęcia rehabilitacji. Zaniedbane u osób we wczesnym wieku odbijają się często w ich życiu dorosłym Na ogół rehabilitacji poddawane są osoby, gdy wady są już widoczne i trudno je usunąć. Najczęstszą formą leczenia schorzeń i dysfunkcji narządu ruchu jest kinezyterapia, która wymaga systematycznych ćwiczeń. W przypadku osób najmłodszych jej przeprowadzenie może być utrudnione, gdyż dzieci podczas sesji terapeutycznych szybko zaczynają się nudzić, a co za tym idzie ćwiczenia nie są wykonywane z odpowiednim skupieniem i zaangażowaniem [1].

Wychodząc naprzeciw problemowi skutecznej kinezyterapii u najmłodszych autorzy opracowali stanowisko składające się z interaktywnych urządzeń do rehabilitacji kończyn dolnych u dzieci i młodzieży. Leczenie za pomocą kinezyterapii dysfunkcji kończyny odbiega od tradycyjnych, klasycznych metod, które często były nudne i uciążliwe, a zamieniono je na przyjemną zabawą. W dobie komputeryzacji i nowoczesnych rozwiązań w dziedzinie biomechaniki stworzono system dzięki, któremu użytkownik z chęcią będzie podejmował działania rehabilitacyjne skupiając swoją uwagę na grze komputerowej. Opracowany system pozwala zmienić podejście tych osób do rehabilitacji. Ćwiczenia w formie zabawy będą chętniej powtarzane, a efekt tych działań będzie szybciej osiągnięty. Nowoczesne rozwiązania oraz odpowiednie wykonanie pewnych elementów tych urządzeń pozwalają na ich wykorzystanie przez osoby zdrowe i w różnym przedziale wiekowym jako ćwiczenia profilaktyczne i ogólnorozwojowe [2].

2. CHARAKTERYSTYKA INTERAKTYWNEGO URZĄDZENIA DO REHABILITACJI KOŃCZYN DOLNYCH

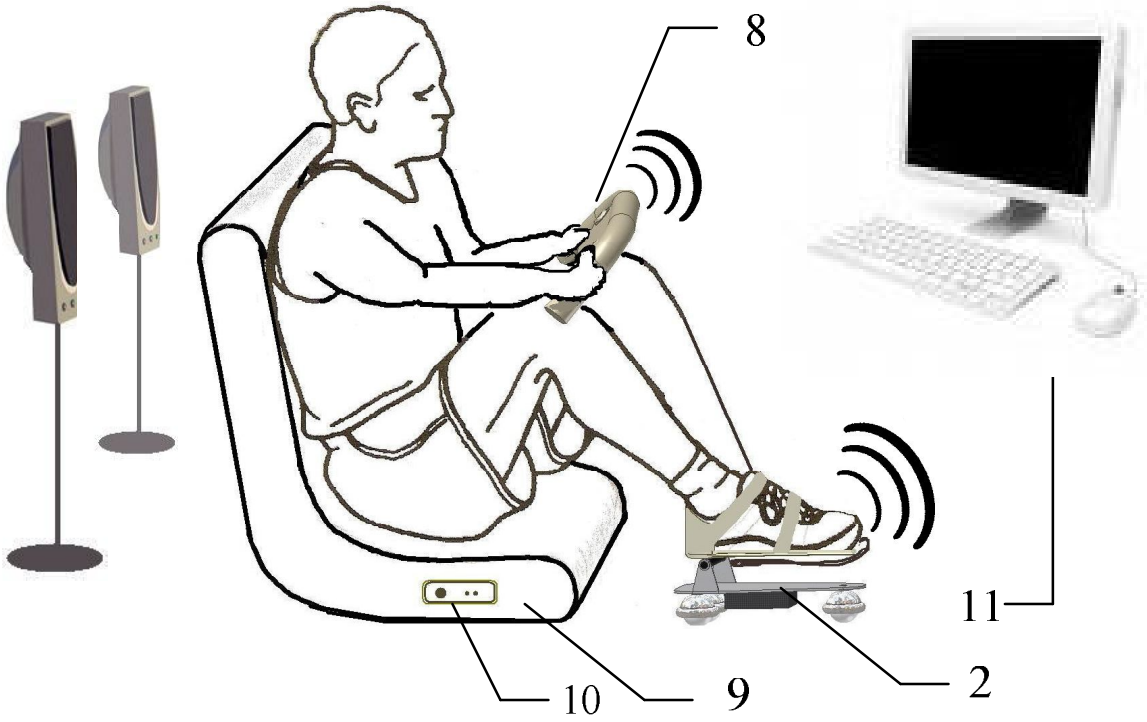
Interaktywne urządzenie opracowane z myślą o usuwaniu dysfunkcji kończyn dolnych jest nowoczesnym urządzeniem wykorzystującym technologie informatyczne do kinezyterapii dzieci i młodzieży. Zestaw w którego skład wchodzi specjalistyczne urządzenie na stopę, fotel oraz kierownica dają użytkownikowi możliwość ćwiczeń profilaktyczno- korekcyjnych, a w głównej mierze miłe spędzenie czasu. Rejestrowany ruch kończyny za pomocą interfejsu wywołuje określoną reakcję na monitorze komputera. Dużą zaletą jest bezprzewodowe działanie urządzeń. Większa elastyczność i możliwość ich dowolnego ułożenia pozwalają na „pracę" z większym komfortem, a co za tym idzie, bardziej wydajną. Ponadto zaangażowanie zarówno dolnych jak i górnych części ciała pozwala na ćwiczenie ich wzajemnej koordynacji oraz wzmacnia ich reakcję na bodźce wzrokowe czy słuchowe (w zależności od zastosowanego programu komputerowego).

Nowatorstwo tego urządzenia polega na możliwości leczenia dysfunkcji kończyn dolnych przy minimalnej świadomości pacjenta podczas przyjemnej zabawy. Pozwala to wydłużyć czas rehabilitacji nie powodując znudzenia, a tym samym poprawić skuteczność. Łatwość zmiany oprogramowania daje możliwość grania w różne gry komputerowe, że nawet systematyczne ćwiczenia nie będą powodowały u młodych pacjentów problemów braku zaangażowania w ćwiczenie, co jest podstawą udanej rehabilitacji. Odpowiedni wybór programów pozwoli również zainteresować urządzeniem i ćwiczeniami osoby dorosłe i starsze, którym jego użytkowanie może pomóc w zwalczaniu wielu dysfunkcji kończyny dolnej.

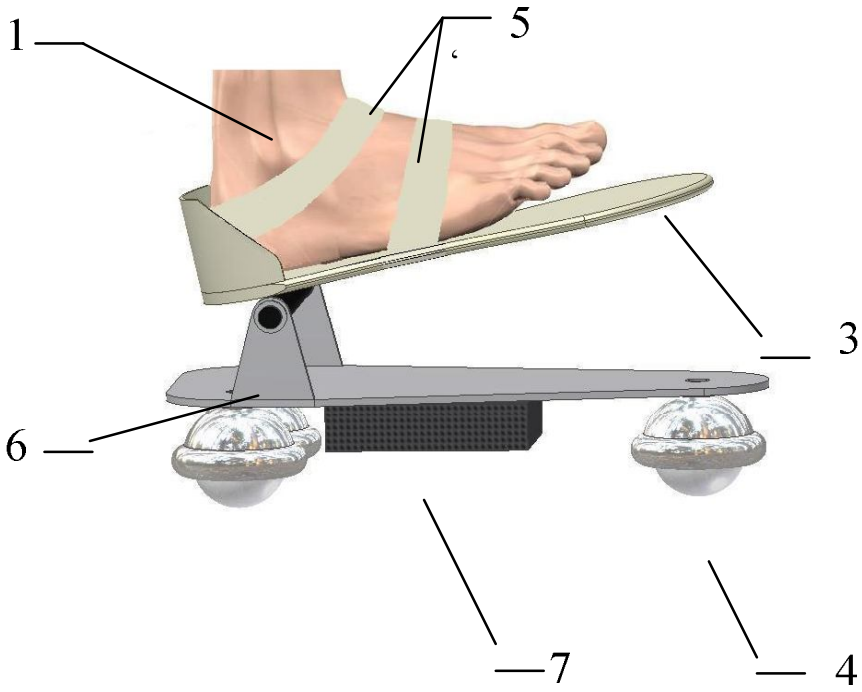
Technologia bezprzewodowa zastosowana w urządzeniu jest prosta w użyciu. Instalacja sprzętu nie powinna nastręczać problemów nawet ludziom z pobieżną znajomością komputera. W obecnej sytuacji większość gospodarstw domowych posiada komputer osobisty. Pozwali to dotrzeć z urządzeniem do bardzo szerokiego spektrum potencjalnych odbiorców. Ze względu na małe gabaryty stanowiska, podjęcie terapii możliwe jest w dowolnym miejscu pobytu przy wykorzystaniu komputera stacjonarnego bądź przenośnego. Osoby z różnymi wadami kończyn dolnych mają możliwość dopasowania ćwiczeń do swoich indywidualnych potrzeb. Urządzenie pozwala na jednoczesne wykonywanie różnorodnych ćwiczeń i co ważne umożliwia rehabilitacje kilku dysfunkcji naraz. Aby uprzyjemnić i dostarczyć osobie korzystającej ze stanowiska większych emocji, a co za tym idzie przyciągnąć jego uwagę, do gry można będzie podłączyć zestaw głośników. W fotelu zainstalowano gniazda wejścia i wyjścia oraz pokrętło umożliwiające regulację głośności. Wszystkie elementy wchodzące w skład zestawu zostały zaprojektowane, tak aby wiek nie był przeszkodą i pozwalały na ich wygodne użytkowanie. Zadbano również o estetykę i ergonomię części składowych zestawu. Dopracowane z dbałością detale będą cieszyć oko przyszłych nabywców.

Opracowany system do kinezyterapii kończyn dolnych u dzieci i młodzieży przedstawiono na rysunku 1. Stanowisko składa się ze specjalistycznych urządzeń odbierających informacje od użytkownika, które wysyłają sygnał do komputera. Pozwala to na sterowanie grą i wywoływanie określonych reakcji użytkownika. Dzięki tej interakcji możliwe jest prowadzenie rehabilitacji i korygowanie wad kończyn dolnych.

a)



b)



Rys.1. Stanowisko do kinezyterapii kończyn dolnych:
a) widok ogólny stanowiska, b) urządzenie na stopę

Głównym elektem stanowiska, dzięki któremu odbywa się kinezyterapia jest specjalistyczny „wózek" (2) sterowany stopą (1) mocowaną za pomocą rzepów (5). Ruch możliwy jest we wszystkich kierunkach na płaszczyźnie podłoża dzięki elementom tocznym (4). Ułożenie stopy na podstawie (3) podczas ruchu dostosowuje się do „wózka" dzięki dźwigni (6). Podczas przemieszczania układ (7) wysyła sygnał do komputera (11), co odpowiada określonym czynnościom w grze. W skład stanowiska wchodzi również

bezprzewodowe urządzenie (8) do sterowania grą za pomocą rąk oraz fotel (9), do którego można podłączyć zestaw głośników (10).

Zaprojektowane urządzenie cechuje się prostą budową i pozwala na szybką naukę obsługi. Programy ćwiczeń wykonywanych na stanowisku mają służyć przywróceniu sprawności grup mięśniowych w obszarze stawu kolanowego i biodrowego w trakcie gry na komputerze. Ruch jako środek leczniczy ma zdolność oddziaływania na wszystkie narządy naszego organizmu. Wykonywane ćwiczenia na zaprojektowanym stanowisku potrafią utrzymać pełny zakres ruchu danych stawów, a w przypadkach dysfunkcji mogą go przywrócić lub wyraźnie zwiększyć. Podczas zabawy pracujące mięśnie zwiększają swoją masę i siłę. Podejmowane czynności w wyniku terapii w przypadkach niedowładów lub porażeń mogą przywrócić czynności tych mięśni, poprawiając ich elastyczność oraz zwiększyć ich zdolność reagowania na bodźce układu nerwowego

3. PODSUMOWANIE

W Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej od kilku lat prowadzone są badania związane z poszukiwaniem innowacyjnych metod kinezyterapii dzieci z wadami narządu ruchu. Przedstawiona w pracy metoda „nieświadomej" rehabilitacji w formie zabawy jest propozycją nowatorską. Wykorzystanie urządzenia interaktywnego uatrakcyjni proces kinezyterapii, zamieniając tradycyjne ćwiczenia w ciekawą grę na komputerze. Urządzenie jest adresowane dla dzieci w wieku od 5 lat ze schorzeniami i po urazach kończyn dolnych. Ćwiczenia będą wykonywane jako czynne, z zaangażowaniem sił mięśniowych prawej lub lewej kończyny dolnej. Urządzenie jest obecnie w fazie wykonania prototypu, który następnie zostanie poddany weryfikacji w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka im. Jana Pawła II.

LITERATURA

[1] Malinowska K., „Kinezyterapia", Wydawnictwa Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.
[2] Tejszerska D., Gzik M., Gąsiorek D., Wolański W., „Interaktywne systemy do rehabilitacji wad postawy u dzieci i młodzieży- Rehatoys", Zeszyty Naukowe katedry Mechaniki Stosowanej nr.27 str. 138-141 (materiały w formie CD), Gliwice 2005.

KINESIOTHERAPHY OF CHILDREN WITH FAULTY LOWER LIMBS USING INTERACTIVE DEVICE

Summary. Interactive device based on latest informatics technologies destined for children rehabilitation are presented in this paper. Dysfunctions of lower limbs motion system could be treated with use of the device. The rehabilitation will be carried out as unaware fun using specialized equipment during the game on the computer.

Marlena KRZYŻANOWSKA, Wydział Samochodów i Maszyn Roboczych, Politechnika Warszawska, Warszawa

ANALIZA RELACJI APARAT / CZŁOWIEK W KONTEKŚCIE APARATU REHABILITACYJNEGO TETRAPODIUM PW

Streszczenie. Celem pracy jest analiza konstrukcyjna oraz zbadanie wpływu poszczególnych członów aparatu Tetrapodium PW na ciało człowieka. Rozważane zagadnienia to m.in. porównanie zachowań wirtualnych manekinów w kontakcie z aparatem, znalezienie kolizji, analiza i próba optymalnego doboru głównych parametrów geometrycznych aparatu pod kątem jego dopasowania do różnych rozmiarów użytkownika. W efekcie powstaje propozycja zaprojektowania typoszeregu aparatów oraz przedstawienie celowości wprowadzenia aparatu do produkcji masowej.

1. WSTĘP

Prototyp aparatu rehabilitacyjnego Tetrapodium PW powstał na Wydziale Mechaniki, Energetyki i Lotnictwa Politechniki Warszawskiej, pod kierownictwem dr inż. Bogdana Kuberackiego. Urządzenie to jest przeznaczone dla osób niepełnosprawnych ruchowo z porażeniem kończyn dolnych i niedowładem lub całkowitym porażeniem kończyn górnych. Dzięki unikalnej konstrukcji chronionej patentami Tetrapodium umożliwia pionizację oraz samodzielną lokomocję. Jego podstawową zaletą jest umożliwienie samodzielnych zachowań w pozycji stojącej oraz łatwości przejścia z pozycji stojącej do siedzącej (i odwrotnie). Tor ruchu urządzenia jest zgodny z naturalnym torem ruchu człowieka chcącego przyjąć pozycję stojącą bądź siedzącą [1]. Cecha ta odróżnia aparat od znanych dotąd wózków pionizujących oraz pozwala na dokonanie szczegółowej analizy jego współpracy z człowiekiem, co jest celem niniejszej pracy.

Szczególnie ważne jest zbadanie wpływu poszczególnych członów maszyny (Tetrapodium) na ciało człowieka. Model wykonany w programie Catia V5 oraz przeprowadzone symulacje ruchów osób z przekroju całej populacji umożliwiły porównanie zachowań wymienionych postaci w kontakcie z aparatem, znajdowanie kolizji, co prowadzi dalej do próby określenia elementów regulacyjnych w aparacie. Po wygenerowaniu poszczególnych modeli ukazujących współpracę pomiędzy aparatem a wirtualną postacią człowieka nastąpiła ocena modeli z punktu widzenia ich cech i atrybutów. Mając określoną listę wariantów, można zauważyć, jakie zmiany będą różne w danym typoszeregu. Wykorzystanie zasad optymalizacji pozwala znaleźć równowagę pomiędzy funkcjonalnością, bezpieczeństwem, ergonomią i zużyciem materiałów, a ten sposób umożliwia dopasowanie aparatu do indywidualnych cech anatomicznych użytkownika.

Zapewnienie osobom niepełnosprawnym bezpiecznej, stabilnej pozycji oraz dopasowanie właściwych parametrów aparatu jest szczególnie ważne z tego względu, że nieprawidłowa postawa może pogorszyć w znacznym stopniu ich sylwetkę (zmiany nieodwracalne). Należy zadbać, aby pacjenci mieli zapewnione wspomaganie istniejących jeszcze funkcji mięśni.

Rys. 1. Tetrapodium PW

2. CYFROWE MODELOWANIE CIAŁA LUDZKIEGO

Wirtualne manekiny postaci ludzkich stają się coraz ważniejszym elementem procesu projektowania już w jego wczesnej fazie. Jest coraz więcej aplikacji służących do wiernego zamodelowania ciała ludzkiego, opartych o znormalizowane kształty i wymiary. Manekiny wspierają firmy przy próbach symulowania ludzkiego zachowania względem projektowanych produktów lub działań produkcyjnych. Służy to wykryciu i usunięciu możliwych problemów już na wczesnym etapie cyklu projektowego, gdzie wprowadzenie zmian nie jest jeszcze zbyt kosztowne. Zmniejsza również liczbę niezbędnych do wykonania przeróbek projektu. Szczególnie ważne jest to dla firm poruszających się w branżach tj.: przemysł lotniczy, motoryzacyjny oraz firmy produkcyjne.

2.1. Analiza współpracy aparatu z wirtualnym manekinem

Generalnie w projektowaniu chodzi o zaprojektowanie produktu przy spełnieniu stawianych wymagań. W wielu przypadkach próbuje się dokonać tego za pomocą metod optymalizacji konstrukcji. Aby można było dokonać optymalizacji potrzebny jest model matematyczny. Przy badaniu omawianego zagadnienia aparatu rehabilitacyjnego trudno jest jednak zbudować kompletny model matematyczny. Taka sytuacja często ma miejsce, jeżeli podczas badania modelu oceniamy zależności powiązane z człowiekiem lub kiedy modelowane są złożone, wielowątkowe procesy. Przykładem może być badanie modeli procesów produkcyjnych. Zastosowanie najnowszych programów inżynierskich daje możliwość wirtualnego badania bezpieczeństwa pracowników podczas pracy. Po zbudowaniu wirtualnych modeli, ich ocena jest realizowana poprzez obserwację i porównywanie możliwych wariantów. Ocena ta może być liczbowa lub werbalna (klasyfikacja) [3].

Wykorzystany w pracy program Catia V5 umożliwia jednoczesną analizę wpływu wielu czynników, ocenę ich wpływu na poszczególne cechy maszyny oraz podejmowanie decyzji zgodnie z priorytetami. Wykorzystanie zasad optymalizacji pozwala znaleźć równowagę pomiędzy funkcjonalnością, bezpieczeństwem, ergonomią i zużyciem materiałów. Zadanie sprowadza się do wieloatrybutowego podejmowania decyzji. Generowane są warianty, które następnie poddane są szczegółowej wieloatrybutowej ocenie [3].

Wykorzystanie funkcji wirtualnego modelu człowieka ma na celu analizę ergonomii, wielkości wymiarów urządzenia, rozmieszczenia jego elementów tj. elementów sterujących aparatem oraz wysokością oparcia, siedziska. Dodatkowo model aparat - manekin posłużył do badania bezpieczeństwa użytkowania, modelowania sytuacji niewłaściwego korzystania z aparatu, co może prowadzić do dużego zagrożenia. Zbadanie dokładnych regulacji potrzebne jest do uniknięcia sytuacji niebezpiecznych lub zmniejszenia do minimum ich następstw. Dzięki stworzeniu pary aparat - manekin łatwiejszą staje się ocena zagrożeń

manekina. Można sprawdzać, jak dobrze aparat o rzeczywistych wymiarach spełnia swoje wymagania, tworzyć niezależne i indywidualne sytuacje wynikające ze współdziałania człowieka z konkretnym typem aparatu. To indywidualne podejście do urządzenia sprawia, że dla każdej pary można wygenerować indywidualną ocenę dopasowania. Dzięki symulacji łatwa staje się analiza, jaki wpływ na komfort ma zmiana konkretnego parametru aparatu.

Pierwszym krokiem doboru charakterystyk aparatu było wygenerowanie poszczególnych modeli ukazujących współpracę pomiędzy aparatem a wirtualną postacią człowieka. Następnie dokonano oceny modeli z punktu widzenia ich cech i atrybutów. Mając określoną listę wariantów, można zauważyć, jakie zmiany będą różne w danym typoszeregu.

Możliwe jest rozpatrywanie każdej kombinacji w układzie aparat / człowiek. Jednak wiele wariantów można od razu wyeliminować z powodu niedopasowania, które widać od razu i można je ocenić intuicyjnie. Badanie przeprowadzane jest w granicach sensowności. Aparat o zwiększonych członach na pewno nie spełnia kryteriów dopasowania dla najmniejszej w populacji osoby. Atrybuty są rozumiane w tym przypadku jako różne aspekty pracy całego aparatu w kontekście jego współpracy z człowiekiem.

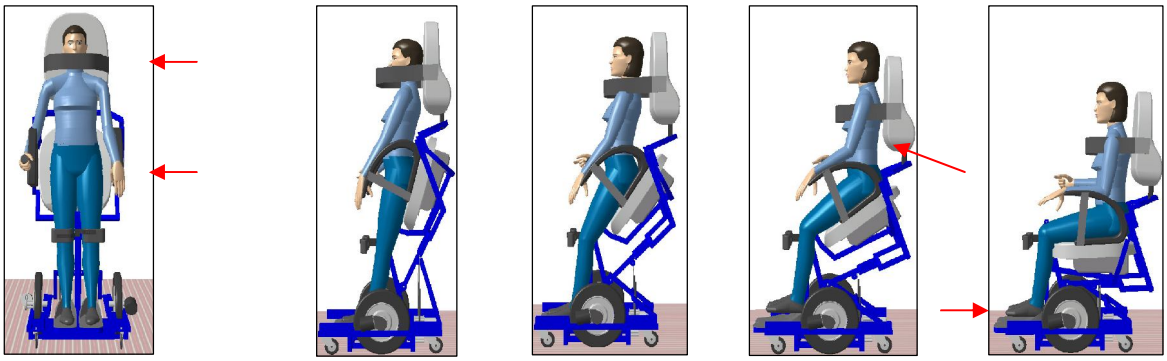
Zdecydowano się na ten rodzaj postępowania z tego względu, iż jest to dokładny sposób wiernie przedstawiający badane modele. Wstępne próby budowania modeli wykazały, iż trzeba je różnicować w zależności od budowy człowieka. Zaletą tej metody optymalizacji jest duża dokładność kinematyczna budowanych modeli, a w tym przypadku dobra zależność pomiędzy człowiekiem i aparatem rehabilitacyjnym. Sama ocena siadania i wstawania jest trudna do opisania za pomocą kryteriów analitycznych. Poprzez opisywaną optymalizację oceniany jest cały proces i dzięki dokładnemu przyjrzeniu się współpracy wirtualnego manekina oraz aparatu rehabilitacyjnego w różnych jej momentach (głównie podczas zmiany pozycji stojącej na siedzącą), można bardzo szybko uchwycić występujące między nimi nieprawidłowości. W ten sposób możliwe jest wyselekcjonowanie najlepszej grupy wariantów.

Jest to ważne tym bardziej dlatego, iż urządzenie nie jest przeznaczone dla zdrowych ludzi, którzy sami mogą dostosować zajmowaną pozycję w aparacie w zależności od własnej wygody. Osoby niepełnosprawne nie mają takiej szansy, dlatego szczególnie ważne jest zapewnienie im bezpiecznej, stabilnej pozycji. Osoba rehabilitowana może korzystać z aparatu zarówno kilka godzin, jak i cały dzień. Uruchamia on szeroką grupę stawów i mięśni porażonych kończyn, dlatego niezwykle ważne jest zapewnienie prawidłowej postawy już na samym początku. Zbyt długie przebywanie w nieodpowiedniej pozycji może znacznie zaszkodzić ich zdrowiu [4].

2.2. Analiza porównawcza stopnia dopasowania aparatu z wybranymi osobnikami z populacji

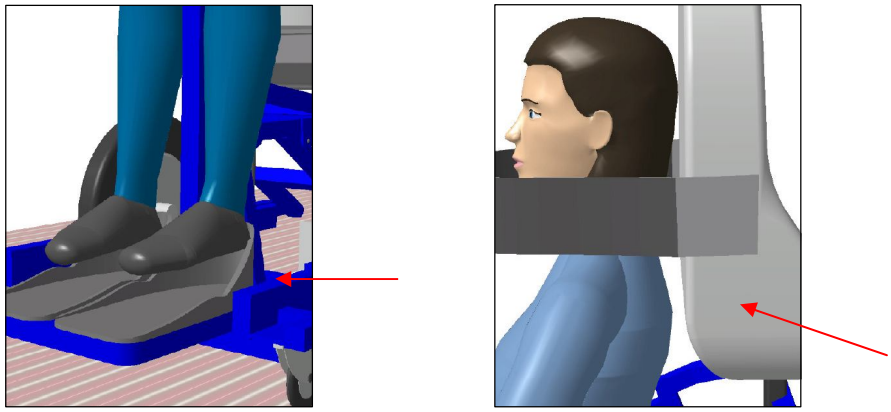
Sekwencja 11 - stu modeli centylowych mężczyzn i kobiet z przedziału populacji podczas korzystania z aparatu wykazuje różny stopień dopasowania dla każdego modelu. Najlepiej wypada współpraca 50 i 60 - centylowego manekina w kontakcie z aparatem. Postacie mają właściwie podtrzymaną sylwetkę. Tor ruchu przechodzenia aparatu z jednej pozycji w drugą jest zgodny z naturalnymi ruchami człowieka. Manekiny 30, 40 oraz 70 - centylowe wykazują dość dobre podparcie w punktach stabilizujących postawę. Jednak człony aparatu mają w zbyt dużą/małą wielkość i są umieszczone na nieodpowiedniej wysokości. Modele centylowe dość dużych postaci (80, 90 - centylowe) wyróżniają się bardzo słabą współpracą z aparatem o rzeczywistych wymiarach. Jest on dla nich zbyt ciasny. Kąty poszczególnych części ciał pacjentów określane wg polskiej norma PL-90 / N-08000 nie są zachowane [2]. To samo dotyczy manekinów 10, 20 - centylowych mężczyzn. Współpraca aparatu z manekinem 5 - centylowej kobiety odznacza się słabym stopniem dopasowania, co przedstawia rysunek 2. Od razu można zauważyć, iż aparat ma zbyt duże wymiary

w stosunku do wymiarów użytkującej go pacjentki. Elementy, które powinny stabilizować jej prawidłową postawę nie są odpowiednio dobrane do wzrostu pacjentki, a tym samym w nieprawidłowy sposób podtrzymują jej ciało. Kobieta 5 - centylowa nie ma możliwości sterowania urządzeniem. Zasięg do joystick'a jest zbyt duży.



a b c d e

Rys. 2. Zmiana pozycji aparatu ze stojącej na siedzącą we współpracy z manekinem (5 - centylową postacią kobiety). Etapy symulacji: a - widok z przodu w pozycji stojącej, b - widok z boku, c - aparat zmienił kąt o 20°, d - aparat zmienił kąt o 40°, e - widok z boku w pozycji siedzącej.



a b

Rys. 3. Manekin 5 - centylowej kobiety w pozycji siedzącej; a - stopy kobiety nie dostają do elementów regulacyjnych w postawie, b - plecy kobiety pozostają w znacznej odległości od oparcia.

2.3. Zmiana wielkości poszczególnych członów aparatu o określony procent

W kolejnym etapie badano zmiany, jakie zachodzą w modelach przy powiększeniu wymiarów długościowych poszczególnych członów aparatu o określony procent. Celem przeprowadzonych animacji kilku wybranych modeli człowieka we współpracy z urządzeniem było zbadanie płynności ruchu omawianej współpracy oraz wyłonienie kilku najlepiej współpracujących modeli. Badano modele w granicach sensowności (dopasowanie rozmiaru aparatu do określonych parametrów manekina). W badanych modelach zmniejszane / zwiększane są parametry tj.: wysokość całego aparatu, wysokość uchwytów kolan, wysokość uchwytów rąk chorego oraz wielkość siedziska i oparcia pleców. Zmiany dotyczą także położenia pasa piersiowego. Wszystkie te parametry pozwalają na indywidualne dopasowanie urządzenia dla poszczególnych osobników populacji.

Zwiększając wymiary poszczególnych członów aparatu o pewien procent, możemy dobrać odpowiadający mu manekin większy w przybliżeniu o ten sam procent. Wynika to z faktu, iż wielkość urządzenia (odpowiadająca określonemu manekinowi) zawiera się w pewnym

dopuszczanym przedziale. Aparat o rzeczywistych wymiarach najlepiej współpracuje z manekinem 50 i 60 - centylowym (przedział wzrostu <1755 - 1772> mm). Dla aparatu, w którym zwiększono wymiary niektórych jego członów o 10 % (aparat zwiększył wysokość o ok. 100 mm). Przedział pasujących do niego ludzi (90, 95 - centylowe postacie) zawiera się w granicach <1841 - 1865 > mm.

Ogólnie można zauważyć, że osoby poniżej 50 - tego centyla w przypadku aparatu o rzeczywistych wymiarach lepiej współpracują z dolną częścią aparatu (siedzisko). Większe problemy występują z próbą dopasowania ich sylwetki do oparcia i podłokietników. Oparcie fotela jest umieszczone zbyt daleko i zbyt wysoko w stosunku do ich wymiarów. Natomiast w przypadku większych osób (powyżej 50 - tego centyla) można mówić o lepszym dostosowaniu ich postury do oparcia niż do siedziska. Różnicując wysokość i wielkość poszczególnych członów aparatu możemy zapewnić komfort i lepszą współpracę większej grupie osób z przedziału całej populacji.

2.4. Sprawdzenie zgodności współpracy aparatu z różnymi typami sylwetek ludzi

Kolejnym etapem było porównanie współpracy aparatu z osobami wyróżniającymi się specyficznymi cechami fizycznymi. Sprawdzono zgodność dopasowania urządzenia dla skrajnych osób występujących w populacji (najmniejszej i największej), w zależności od wielkości ich postury oraz cech charakterystycznych. Badana jest zgodność współpracy manekinów z aparatem o zróżnicowanych wymiarach, najlepiej dopasowanym do ich sylwetki.

2.5. Dopasowanie parametrów regulacyjnych

Aparat rehabilitacyjny posiada liczne możliwości płynnego dopasowania do parametrów człowieka. Na analizowanych modelach parametry regulacyjne aparatu dotyczą przede wszystkim szerokości pasa piersiowego, dopasowania podkolanników oraz podnóżków. Wszystkie te możliwości regulacji zwiększają poczucie bezpieczeństwa i wpływają na poprawę komfortu pacjenta. Prawidłowa, stabilna pozycja niezbędna przy pionizacji użytkownika, jest dobrze zabezpieczona podczas stania manekina oraz podczas jego przejścia do pozycji siedzącej. Aparat rehabilitacyjny jest produktem, który należy indywidualnie dobierać do potrzeb pacjenta. Należy w miarę możliwości zapewnić jak najlepsze dopasowanie do parametrów użytkownika.

Analiza ergonomiczna aparatu wykazała, iż niezbędne jest zapewnienie odpowiednich wymiarów poszczególnych członów aparatu. Poprawa bezpieczeństwa użytkowania aparatu jest możliwa wraz ze wzrostem i dokładnością doboru parametrów regulacyjnych. Niezbędne jest uwzględnienie szeregu wielkości regulowanych (w określonych zakresach) w urządzeniu wynikających z zasad ergonomii i bezpieczeństwa.

3. PODSUMOWANIE

Zróżnicowanie wymiarowe członków populacji ludzkiej uniemożliwia stworzenie optymalnego rozwiązania aparatu, które spełniałoby potrzeby wszystkich osobników populacji. Na podstawie dokonanych kryteriów oceny wyodrębniono parametry, które powinny zapewniać regulację aparatu (w określonym zakresie) podczas prób dostosowywania aparatu do cech anatomicznych użytkownika. Pozostaje pytanie, czy lepiej dopasowywać aparat na indywidualne zamówienie pacjenta, czy zapewnić szeroki zestaw regulacji w każdej jednostce aparatu. Ważne w tej kwestii są zagadnienia ekonomiczne (koszty wyprodukowania jednostki aparatu). W większości przypadków aparaty

rehabilitacyjne są robione na zamówienie. W czasie okresu korzystania z aparatu pacjent nie korzysta ze zbyt wielu regulacji, gdyż raz dopasowany do wymiarów użytkownika aparat spełnia swoje funkcje przez długi okres.

Przeprowadzone badania grupy modeli aparat - manekin posłużyły do sprawdzenia bezpieczeństwa użytkownika, modelowania sytuacji niewłaściwego korzystania z aparatu, co mogłoby prowadzić do dużego zagrożenia. Analiza ergonomii, rozmieszczenia poszczególnych elementów sterujących aparatem oraz określenie dokładnych parametrów regulacyjnych potrzebne jest do uniknięcia sytuacji niebezpiecznych lub zmniejszenia do minimum ich następstw. Można sprawdzić, jak dobrze aparat o rzeczywistych wymiarach spełnia swoje wymagania, tworzyć niezależne i indywidualne sytuacje wynikające ze współdziałania człowieka z konkretnym typem aparatu. To indywidualne podejście do urządzenia sprawia, że dla każdej pary można wygenerować indywidualną ocenę dopasowania. Ma to szczególne znaczenie przed planowanym wprowadzeniem produktu do produkcji masowej.

LITERATURA

[1] Kuberacki B.: Parapodium PW – analiza istniejącej konstrukcji i opracowanie koncepcji jej rozwoju. Warszawa, 2000.
[2] Batogołowska A., Słowikowski J.: Atlas antropometryczny dorosłej ludności Polski dla potrzeb projektowania. Warszawa, 1998.
[3] Osiński Z., Wróbel J.: Wybrane metody komputerowego wspomaganego konstruowania maszyn. Warszawa, 1988.
[4] Kiperski J.: Urazy kręgosłupa odcinka szyjnego i ich następstwa. Warszawa, 1993.
[5] http://www.nowinki.biomechanik.pl. luty 2009.

ANALYSIS OF RELATION DEVICE / HUMAN BASED ON REHABILITATION EQUIPMENT NAME TETRAPODIUM PW

Summary. The main aim of a project is construction analysis of rehabilitative equipment name Tetrapodium PW. Considering questions are checking in main Tetrapodium's geometrical parameters with virtual mannequins with different anatomy, Research these enabled the comparison of their attitude, finding conflict and disagreement in co-operation. In effect form series of types of apparatus. Project is focus on problem's analysis important during implementation to mass production.

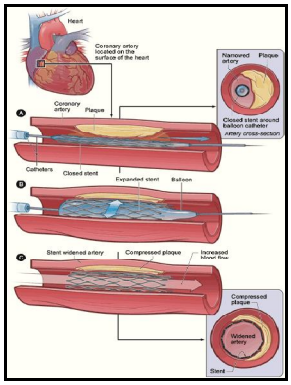
Weronika KUROWSKA-NOUYRIGAT, Jacek SZUMBARSKI Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej, Politechnika Warszawska

MODELOWANIE PRZEPŁYWU KRWI PRZEZ NACZYNIE WIEŃCOWE ZE STENTEM

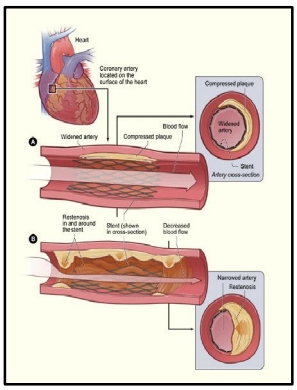
Streszczenie. Jedną z popularniejszych nieinwazyjnych metod leczenia arteriosklerozy jest angioplastyka i implantacja stentów (na świecie około 1 mln interwencji rocznie, z czego 60-80% ze stentem). Niestety, w 20-30% przypadków wprowadzeniu stentu towarzyszy powikłanie polegające na przeroście śródbłonka powodującym restenozę w przeciągu 3-6 miesięcy po implantacji.
Stosując realistyczny, trójwymiarowej model geometryczny naczynia z implantowanym stentem, przeprowadzono analizę czynników geometrycznych i przepływowych ukazujące ich związek z rozwojem restenozy.

1. WSTĘP

Zaawansowana arterioskleroza prowadzi do drastycznego przewężenia naczyń wieńcowych i w konsekwencji do niedotlenienia mięśnia sercowego. Stosowaną od lat formą kardiochirurgicznej interwencji przywracającej krążenie wieńcowe jest wszczepienie bypasów. W ostatnich latach coraz częściej stosowane są techniki „nieinwazyjne", niewymagające operacyjnego otwierania klatki piersiowej. Są to angioplastyka i implantacja stentów. Ten ostatni sposób polega na wprowadzeniu do wnętrza przewężonego naczynia wieńcowego metalowego „rusztowania" (stentu), mającego po rozłożeniu formę elastycznej rurki zbudowanej z metalowej siatki. Wprowadzony do wnętrza naczynia stent rozpiera je od wewnątrz i powstrzymuje proces dalszego zmniejszania przekroju, co zostało pokazane na rys.1.



Rys. 1. Udrożnienie tętnicy wieńcowej przez implantację stentu



Rys. 2. Schemat restenozy w tętnicy wieńcowej

Implantacja stentów jest obecnie podstawowym sposobem powstrzymywania postępów arteriosklerozy i udrażniania naczyń. Ponieważ wprowadzeniu stentu często towarzyszy powikłanie polegające na przeroście tkanki wyścielającej ścianę naczynia (endothelium, czyli

śródbłonka) powodującego wtórne przewężenie naczynia (tzw. restenoza) w ciągu 3-6 miesięcy od implantacji. Proces ten często rozwija się w taki sposób, że przewężeniu ulegają odcinki naczynia przy końcach stentu - w żargonie medycznym mówi się, że powstają tzw. „cukierki" (ang. candy wrappers). Schemat restenozy tego typu (ang. edge restenosis) pokazuje rys.2.

Mechanizm powstawania restenozy po implantacji stentu jest złożony i nie do końca poznany. Nie ulega jednak wątpliwości, że czynniki sprzyjające rozwojowi restenozy to:

- mechaniczne uszkodzenie śródbłonka przez siatkę stentu podczas jego rozpierania we wnętrzu naczynia,
- efekty interakcji pomiędzy składnikami krwi a siatką stentu, np. zmiana procesów wchłaniania protein z osocza krwi,
- stymulacja komórek śródbłonka przez zmieniony rozkład naprężeń ścinających na jego powierzchni (WSS - od angielskiej nazwy Wall Shear Stress).

Ostatni z wymienionych czynników uważany jest za szczególnie istotny. W ostatnich latach prowadzono intensywne badania nad ustaleniem korelacji pomiędzy rozkładem WSS, a skłonnością śródbłonka do nadmiernego wzrostu (proliferacji). W połowie lat 90-tych ubiegłego stulecia ustalono, że utrzymujące się na niskim poziomie naprężenia ścinające (1.5 Pa i mniej) stymulują wzrost komórek endothelium [1], [2]. Wyższy poziom naprężeń prowadzi natomiast do zwiększonej produkcji tlenku azotu, który działa jako inhibitor wzrostu komórek endothelium. Mniejsze WSS to również większe wydzielanie trombomoduliny, czynnika stymulującego wzrost komórek śródbłonka [3].

Nowsze badania oraz wykonywane coraz powszechniej symulacje komputerowe wykazały istnienie wyraźnej korelacji pomiędzy położeniem obszarów o znaczącej proliferacji śródbłonka i obszarów charakteryzujących się niskimi wartościami WSS. Stwierdzono w szczególności, że obszary takie występują wewnątrz oczek siatki stentu [4-9]. Ta (dość oczywista) obserwacja może wyjaśniać, dlaczego restenoza pojawia się wewnątrz stentu, nie tłumaczy jednak dlaczego często występującą formą jest restenoza końcowa, czyli wspomniane wyżej „cukierki".

Produkowane stenty mają określone średnice. Implantowany stent nie może by za luźny, dlatego w praktyce klinicznej implantowane są z reguły stenty o nieco większej średnicy niż wynikałoby to z przekroju naczynia. Powoduje to deformację naczynia przy końcach stentu, która może sprzyjać utrzymywaniu się w tych rejonach niskich wartości WSS. W pracy [11] zauważono, że kolejnym czynnikiem odgrywającym istotną rolę w kształtowaniu pola naprężeń na ścianie naczynia jest jego krzywizna. Rozważania ograniczono jednak do przepływu ustalonego.

W prezentowanych badaniach została przeprowadzona analiza czynników geometrycznych i przepływowych zmierzająca do pokazania ich związku z występowaniem restenozy na końcach stentu w tętnicy wieńcowej. Teza pracy może być sformułowana następująco: czynnikiem mechanicznym stymulującym restenozę na końcach odcinka ze stentem są utrzymujące się permanentnie niskie naprężenia styczne na ścianie naczynia. Taki stan jest efektem:

a) lokalnych zmian krzywizny naczynia w otoczeniu końców stentu wynikających z tego, że sztywność na zginanie odcinka naczynie+stent jest znacznie większa niż „pustego" naczynia,

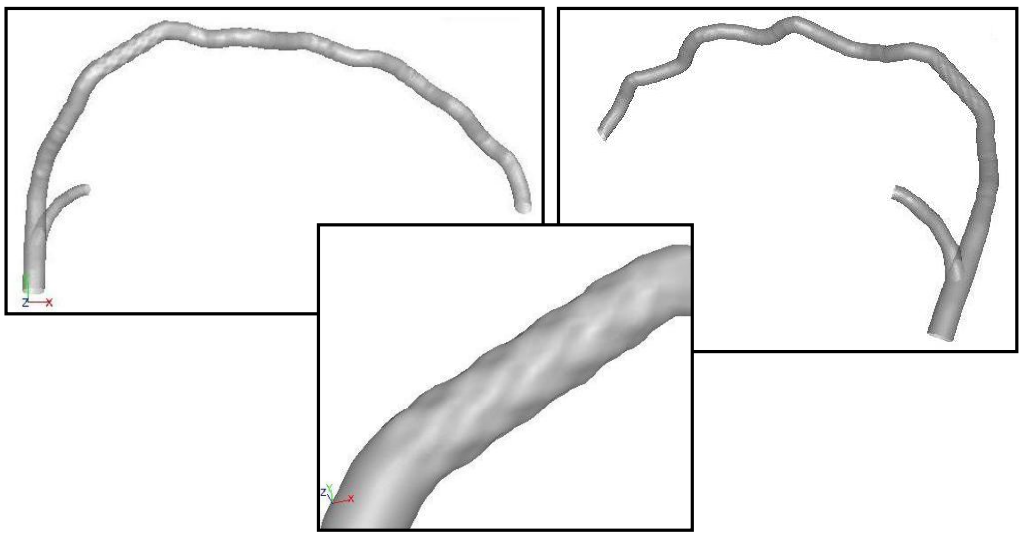
b) lokalnych zmian promienia tętnicy, wynikających z jej poszerzenia przy implantacji stentu,

c) silnie niestacjonarnego charakteru przepływu o dużej amplitudzie wydatku (praktycznie od zera do 250 ml/min) i znacznej częstości pulsacji.

2. SYMULACJE NUMERYCZNE

2.1 Model geometryczny

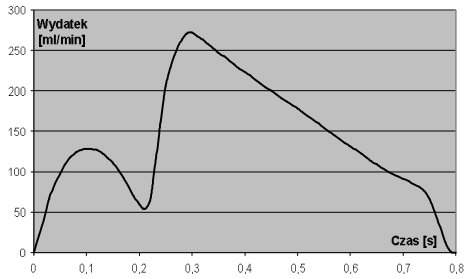
Na podstawie obserwacji badań koronarograficznych, został opracowany realistyczny, trójwymiarowy model lewej zstępującej tętnicy wieńcowej (LAD) o typowej geometrii, ze stentem typu Palmaz-Schatz, implantowanym za odejściem okalającej lewej tętnicy wieńcowej (LCX). Model geometryczny obejmuje odcinek tętnicy od jej wlotu do dostatecznie odległego przekroju za miejscem wprowadzenia stentu. Pozwala to na uniknięcie artefaktów związanych z wyborem warunków brzegowych w przekrojach wlotu i wylotów z obszaru obliczeniowego. Przyjęto, że LAD ma 4mm średnicy, natomiast LCX – 3mm. Stent ma typowy wymiar 15mm długości i jest odwzorowany przez pofalowanie ścianki tętnicy powstające przy jego implantacji. W celu zbadania wpływu zmiany średnicy w obszarze stentu na rozkłady WSS, przyjęto trzy różne średnice stentu 4mm, 4.1mm oraz 4.2mm. Przykładowy model siatki obliczeniowej, wykonanej przy użyciu programu komercyjnego GAMBIT (Ansys Inc) w połączeniu z programami autorskimi, pokazano na rysunku rys. 3.



Rys. 3. Siatka obliczeniowa

2.2 Założenia do obliczeń

Do obliczeń numerycznych przyjęto, że przypływ jest pulsacyjny, a charakter zmienności wydatku jest wzorowany na przebiegu fizjologicznym, pokazanym na rysunku rys. 4. Założono, że krew jest cieczą newtonowską o gęstości równej 1060 kg/m^3 i lepkości - 3.5 x 10^{-3} Pa.s. Przyjęto także, że przez gałąź LAD płynie 70% wydatku, a przez LCX pozostałe 30%.

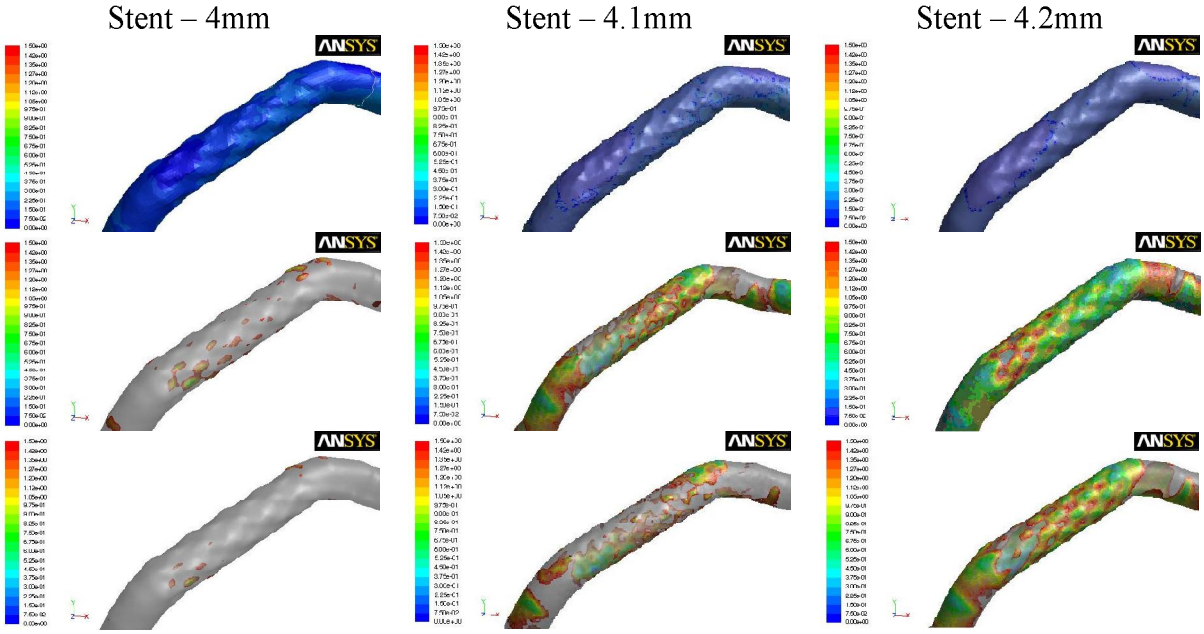


Rys. 4. Wydatek na wlocie do lewej tętnicy wieńcowej

Podstawowym celem obliczeń było określenie zmiennego w czasie rozkładu naprężeń na ścianie naczynia, przede wszystkim na odcinku stentu oraz z jego najbliższej okolicy.

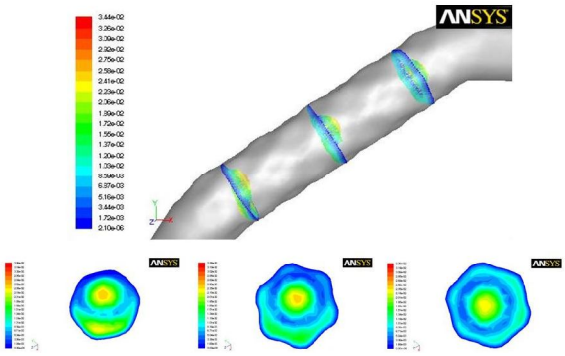
2.3 Wyniki symulacji numerycznych

Wszelkie obliczenia numeryczne były przeprowadzone przy wykorzystaniu komercyjnego systemu FLUENT (Ansys Inc). Na poniższych zestawieniach przedstawiono rozkłady WSS w „niebezpiecznym" zakresie stymulującym przerost śródbłonka (< 1.5 Pa), dla trzech przypadków opisanych powyżej.

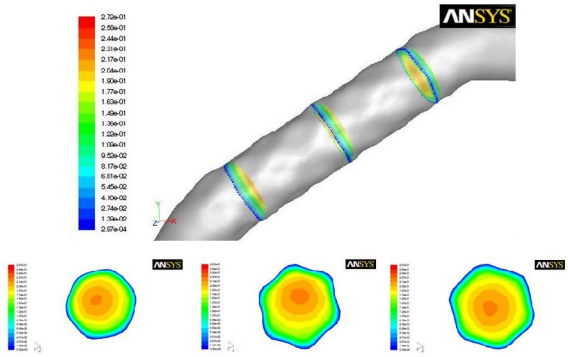


Rys. 5. Zestawienie WSS w niebezpiecznym zakresie od 0 do 1.5 Pa dla stentów o średnicy 4mm, 4.1mm i 4.2mm.

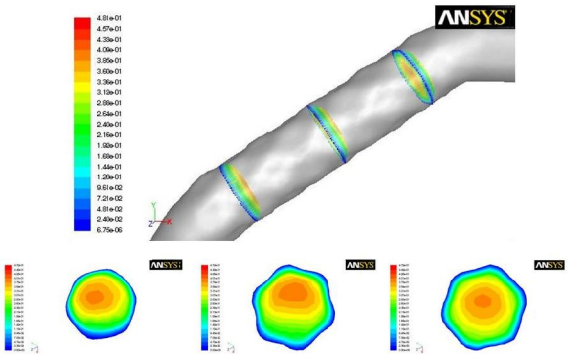
Wiadomo, że obszary niebezpiecznych WSS są związane z obszarami niskich prędkości przepływu, dlatego analiza profili prędkości, może pomoc wytłumaczyć, dlaczego zakrzywione tętnice są bardziej narażone na restenozę. Poniżej przedstawiono rozkłady prędkości przepływu w trzech różnych przekrojach w stencie.



Rys. 6. Profile prędkości w trzech przekrojach w stencie dla minimalnego wydatku wymuszenia



Rys. 7. Profile prędkości w trzech przekrojach w stencie dla średniego wydatku wymuszenia



Rys. 8. Profile prędkości w trzech przekrojach w stencie dla maksymalnego wydatku wymuszenia

3. WNIOSKI

Na podstawie uzyskanych wyników, można stwierdzić, że nawet niewielka zmiana średnicy naczynia na końcach stentu, może prowadzić do zwiększenia obszaru występowania niebezpiecznych wartości WSS, i stymulować nawrót choroby wieńcowej. Jak to pokazano na rysunkach 5, we wszystkich trzech przypadkach istnieją obszary niskich WSS utrzymujące się przez cały cykl wymuszenia. Lokalizacja tych obszarów może tłumaczyć tworzenie się restenozy końcowej. Obszary niebezpiecznych wartości WSS są tym większe, im większa jest średnica stentu, a w konsekwencji deformacja naczynia następująca po implantacji.

Wydaje się również, że ważnymi czynnikami mającymi wpływ na charakter przepływu, są cechy geometryczne tętnicy wieńcowej - w szczególności jej duże zakrzywienie - oraz pulsacyjny charakter wymuszenia. Potwierdzają to rezultaty przedstawione na rysunkach pokazujących profile prędkości w trzech różnych przekrojach w stencie:

- w chwili małego wydatku, prędkości przepływu w stencie są niskie oraz pojawia się lokalnie przepływ odwrócony; w konsekwencji małe WSS utrzymują się w całej tętnicy,
- w chwili dużego wydatku, profile prędkości w środkowej części przekroju staja się dość płaskie, natomiast gradient prędkości w pobliżu ściany pozostaje niewielki (w warunkach szybkozmiennego zasilania profile prędkości przy ścianie nie „mają czasu" aby się wypełnić) czego konsekwencją są ponownie niskie wartości WSS.

Przeprowadzone badania symulacyjne pokazują, że dokładny dobór wymiarów stentu jest ważny dla uzyskania pozytywnych efektów leczenia pacjenta.

LITERATURA

[1] Biassiouny H.S. et al.: Hemodynamic stress and experimental aorto-iliac artherosclerosis. Jour. of Vascular Surgery 19 (1994), s. 426-434.
[2] Oshinski J.N. et al.: Determination of wall shear stress in the aorta with the use of MR phase velocity mapping. J. Magnetic Resonance Imag. 5 (1995), s. 640-647.
[3] Malek A.M. et al.: Endotheliul expression of thrombomodulin is reversibly regulated by fluid shear stress. Circulation Research 74 (1994), s. 852-860.
[4] Benard N. et al.: Experimental study of laminar blood flow through an artery treated by a stent implantation: characterization of intra-stent wall shear stress. J. of Biomechanics 26 (2003), s. 991-998.
[5] Wentzel J.J. et al.: Shear stress, vascular remodeling and neointimal formation. J. of Biomechanics 36 (2003), s. 681-688.
[6] Ohashi T., Sato M.: Remodelling of vascular endothelial cells exposed to fluid shear stress: experimental and numerical approaches. Fluid Dynamics Research 31 (2005), s. 40-59.
[7] Sanmartin M. et al.: Influence of Shear Stress on In-Stent Restenosis: In Vivo Study Using 3D Reconstruction and Computational Fluid Dynamics. Review Esp. Cardiol. 59 (1), s. 20-27, 2006.
[8] Garcia J. et al.: Study of the evolution of the shear stress on the restenosis after coronary angioplasty. J. of Biomechanics 39 (2006), s. 799-805.
[9] Delhagi V. et al.: Analysis of wall shear stress in stented coronary artery using 3D computational fluid dynamics modeling. J. Materials Processing Technology 197 (2008) , s. 174-181.
[10] Doriot P.A., Dorsaz P.A., Verin V.: A morphological-mechanical explanation of edge restenosis in lesions treated with vascular brachytherapy. Cardiovascular Radiation Medicine 4 (2003), s. 108-115
[11] Wentzel J.J. et al.: Coronary stent implantation changes 3D vessel geometry and 3D shear stress distribution. J. of Biomechanics 33 (2000), s. 1287-1295.

BLOOD FLOW SIMULATION IN A STENTED CORONARYARTERY

Summary. Nowadays, cardiac disease are one of the most common cause of death. Each year almost one million of angioplasty interventions and stents implantations are made all over the world. Unfortunately, in 20-30% of cases neointimal proliferations leads to restenosis occurring within the following period of 3-6 months.

The aim of the current research is to analyse how geometrical changes inflicted by the stent implantation affect the WSS distribution.

Anna LEGUTKO, Maciej HAJDUGA*.: Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń.
*Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej

CHARAKTER STRUKTURY POŁĄCZENIA PORCELANY NA PODBUDOWIE CYRKONOWEJ W ZALEŻNOŚCI OD GATUNKU MATERIAŁU LICUJĄCEGO

Streszczenie. W branży techniki dentystycznej pojawiła się nowa technologia CAD/CAM wykonawstwa pełnoceramicznych koron i mostów. Na rynku materiałów dla techniki dentystycznej dostępnych jest kilkanaście systemów pełnoceramicznych oferujących materiały do wykonania ceramicznej podbudowy i licowania. System Cercon Smart Ceramics firmy DeguDent składa się z ceramiki cyrkonowej przeznaczonej na podbudowy i porcelany skaleniowej stosowanej do licowania tych podbudów. W pracy przedstawiono charakter struktury połączenia tych materiałów, a także sprawdzono czy porcelana innego producenta może być stosowana zamiennie z porcelaną zalecaną w systemie Cercon.

1. WSTĘP

Uzupełnienia złożone, metalowo-porcelanowe oferują wysoką wytrzymałość mechaniczną, dobre spasowanie i przystępną cenę. Wiele do życzenia pozostawia jednak estetyka takich uzupełnień i ich funkcja kliniczna. Estetyka zaburzona zostaje widocznym metalem w częściach brzeżnych uzupełnienia, przeświecaniem metalu przez zbyt cienką warstwę porcelany licującej. Od strony klinicznej zagrożenie stwarza podbudowa metalowa, która może powodować reakcje alergiczne. Z tych powodów wdrożono nową technologię wykonawstwa uzupełnień protetycznych pełnoceramicznych, która oferuje wysoką biokompatybilność, doskonałą estetykę, przy jednoczesnej, wysokiej odporności mechanicznej, umożliwiającej wykorzystanie w obszarach poddawanych wysokim obciążeniom w trakcie żucia. [1,2]

Ceramika dentystyczna na bazie tlenku cyrkonu to polikrystaliczny dwutlenek cyrkonu o strukturze tetragonalnej, stabilizowany itrem. Materiał ten posiada w swoim składzie około 95% max. samego czystego tlenku ZrO2. Pozostałe 5% stanowią tlenki Y2O3, HfO2, Al2O3, Si2O3 i inne, przy czym największy dodatek stanowią tlenki itru i hafnu. [1, 3]

Wytrzymałość na zginanie tej ceramiki waha się w granicach od 840 do 1200 MPa. Współczynnik intensywności naprężeń ma wartość 9-10 MPa*m1/2. Moduł Younga wynosi 210-224 GPa. Gęstość odmiany tetragonalnej wynosi 6,1 g/cm3. Ceramika ta charakteryzuje się dużą twardością wg Vickersa 12,17-13,70 GPa. [1]

2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest przedstawienie charakteru połączenia warstwy porcelany licującej z podbudową ceramiczną na bazie tlenku cyrkonu. Sprawdzenie czy połączenie to ma charakter mechanicznego utrzymania czy chemicznego spiekania. Zakres pracy obejmuje strukturalną analizę mikroskopową, tytułem oceny połączenia warstw ceramicznych, jak również mikroanalizę rentgenowską w celu obserwacji rozkładu pierwiastków pomiędzy tymi warstwami.

3. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

Do badań wybrano materiały systemu pełnoceramicznego Cercon Smart Ceramics, składającego się z ceramiki cyrkonowej Cercon Base i porcelany licującej Cercon Ceram Kiss. Drugim materiałem licującym jest porcelana Lava Ceram z systemy Lava All Ceramic.

Materiał Cercon Base dostępny jest w postaci kostek sprasowanego proszku ZrO2, wstępnie zsynteryzowanego, o twardości i konsystencji umożliwiającej łatwe i szybkie frezowanie podbudów bez żadnych uszkodzeń. Własności mechaniczne podano w tabeli 1. [4, 5]

Tabela 1. Własności mechaniczne Cercon Base [5]

	CERCON BASE
Wytrzymałość na zginanie [MPa]	>900
Odporność na pękanie [MPa*$m^{1/2}$]	9
Moduł elastyczności [GPa]	210
Współczynnik rozszerzalności termicznej [ppm]	10,5 (25-500oC)
Twardość Vickersa [HV10]	~1200
Skład chemiczny [%]	92% ZrO_2, 5% Y_2O_3 <1% Al_2O_3+Si_2O_3 <2% HfO

Ceramika Cercon Ceram Kiss – porcelana skaleniowa przeznaczona do licowania podbudowy Cercon Base. [5]

Ceramika Lava Ceram – porcelana skaleniowa z systemu Lava All Ceramic przeznaczona do licowania podbudowy cyrkonowej.

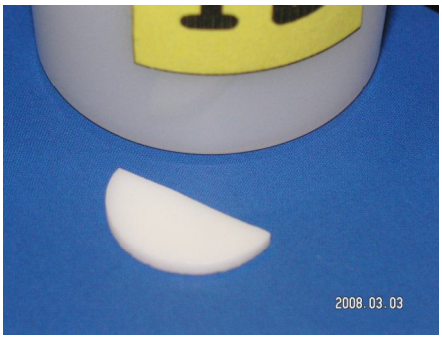
Istotne parametry dla procesu napalania obu ceramik przedstawia tabela 2.

Tabela 2. Własności materiałów licujących. [6, 7]

CERAMIKA / PARAMETR	LAVA CERAM	CERCON CERAM KISS
Współczynnik rozszerzalności termicznej	10ppm	9,2µm/mK (25-500°C)
Temperatura wypalania [°C]	810	830

4. BADANIA WŁASNE

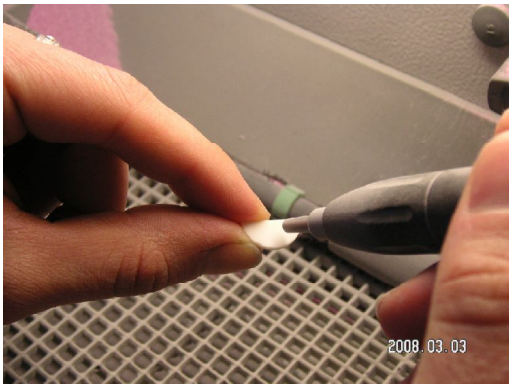
4.1. Procedury laboratoryjne przygotowania próbek.



PARAMETRY PROCESU SYNTERYZACJI [5]:

- Temp. max.: 1350°C
- Temp. końcowa: 200°C
- Czas trwania procesu: 6h
- Piec do synteryzacji: Cercon Heat

Rys.1. Wyfrezowana i zsynteryzowanapodbudowa Cercon Base



Rys.2. Piaskowanie powierzchni przeznaczonej Do napalania porcelany. Piasek Al_2O_3, pod ciśnieniem 3 bara

Rys.3. Nakładanie warstw porcelany licującej

PARAMETRY WYPALANIA PORCELAN [6, 7]:
Porcelana Cercon Ceram Kiss: próżnia
450°C/5min⇒830°C/1,5min⇒studzenie

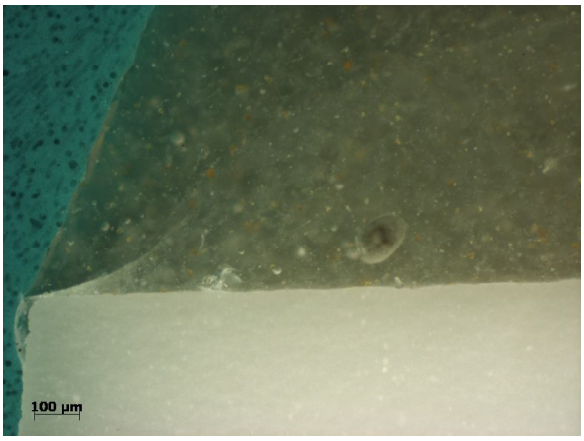
Porcelana Lava Ceram: próżnia
450°C/6min⇒810°C/1min⇒studzenie

Rys.4. Napalanie porcelany w specjalnym piecu

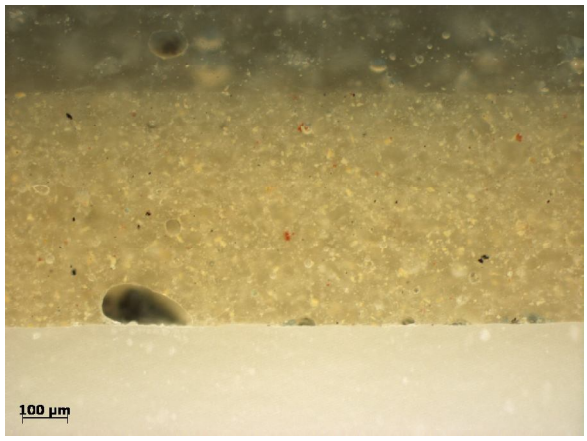
Wykonano dwie próbki oznaczone symbolami 2A i 2B, gdzie 2A oznacza podbudowę Cercon z napaloną porcelaną Kiss, natomiast 2B podbudowę Cercon z napaloną porcelaną Lava. Uzyskane próbki zainkludowano w termoutwardzalnej żywicy fenolowej, szlifowano i polerowano. Otrzymano zgłady metalograficzne, na których przeprowadzono badania mikroskopowe.

4.2. Strukturalna analiza mikroskopowa

Próbki obserwowano na mikroskopie optycznym *Axio Imager M1m firmy Zeiss*, stosując powiększenia 100x. Uzyskano następujące analizy jakościowe połączenia podbudowy cyrkonowej z ceramiką licującą (rys. 7,8).



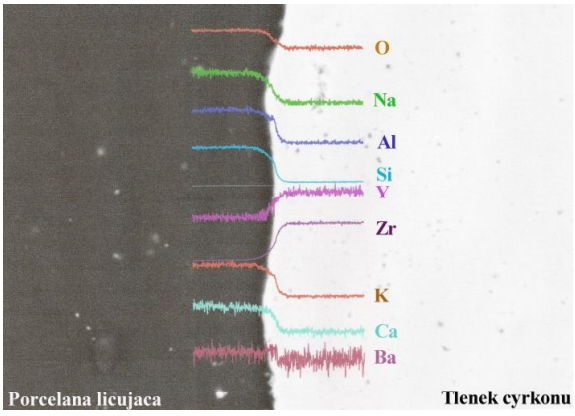
Rys.7. Próbka 2A. Analiza jakościowa połączenia podbudowy tlenku cyrkonu Cercon Base z warstwą ceramiki licującej Cercon Ceram Kiss. Powiększenie 100x



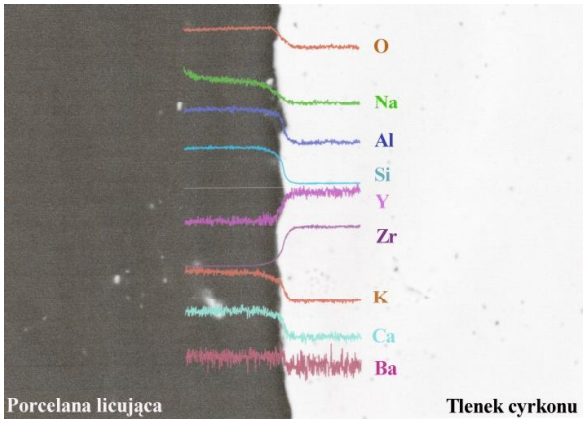
Rys.8. Próbka 2B. Analiza jakościowa połączenia podbudowy tlenku cyrkonu Cercon Base z warstwą ceramiki licującej Lava Ceram. Powiększenie 100x

4.3. Mikroanaliza rentgenowaska

Na powierzchnię próbek 2A, 2B napylono warstwę węgla. Następnie przeprowadzono mikroanalizę rentgenowską stosując metodę dyspersji energii promieniowania rentgenowskiego (EDS). Badanie wykonano na skaningowym mikroskopie elektronowym FEI E-SEM XL30 wyposażonym w spektrometr dyspersji energii promieni X EDAX GEMINI 4000. Identyfikowano pierwiastki: O, Na, Al, Si, Y, Zr, K, Ca (rys.9,10).

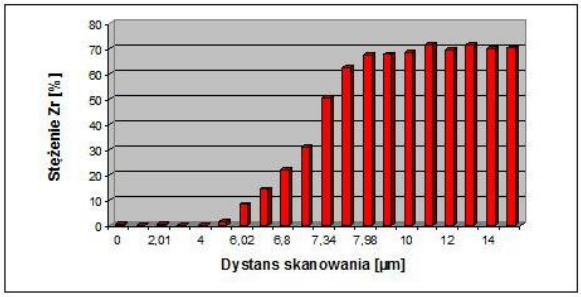


Rys.9. Próbka 2A: Analiza jakościowa zmian stężeń pierwiastków pogranicza faz PORCELANA LICUJĄCA (Cercon) – TLENEK CYRKONU (Cercon)

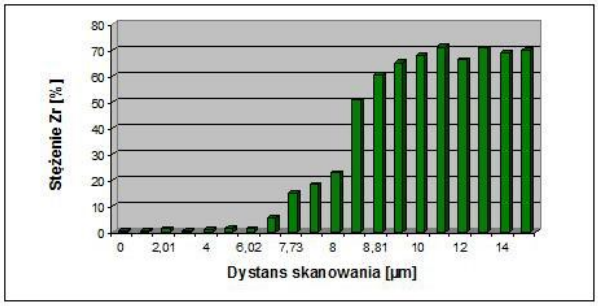


Rys.10. Próbka 2B: Analiza jakościowa zmian stężeń pierwiastków pogranicza faz PORCELANA LICUJĄCA (Lava) – TLENEK CYRKONU (Cercon)

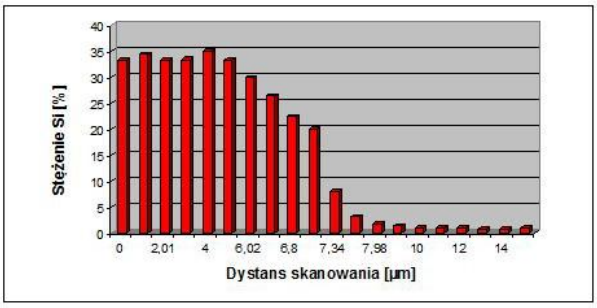
Ilościowe zmiany stężeń na granicy połączenia porcelany z podbudową cyrkonową zamieszczono na rysunkach 11 do 14.



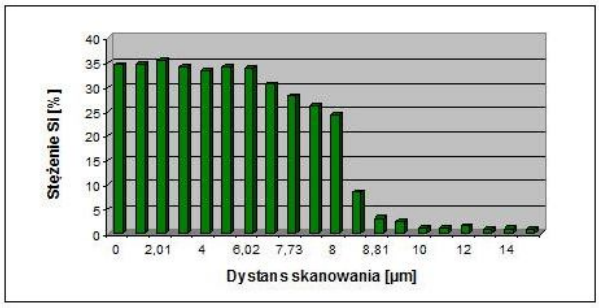
Rys.11. Próbka 2A: Analiza ilościowa zmiany stężenia cyrkonu na pograniczu porcelana licująca – tlenek cyrkonu



Rys.12. Próbka 2B: Analiza ilościowa zmiany stężenia cyrkonu na pograniczu porcelana licująca – tlenek cyrkonu



Rys.13. Próbka 2A: Analiza ilościowa zmiany stężenia krzemu na pograniczu porcelana licująca – tlenek cyrkonu.



Rys.14. Próbka 2B: Analiza ilościowa zmiany stężenia krzemu na pograniczu porcelana licująca – tlenek cyrkonu.

5. DYSKUSJA WYNIKÓW I WNIOSKI

Przeprowadzone badania na mikroskopie optycznym ukazały ogólną strukturę i charakter połączenia porcelany licującej i tlenku cyrkonu. Rejestrowano bardzo dobre przyleganie materiałów świadczące o adhezyjnym charakterze połączenia. Granica pomiędzy tlenkiem cyrkonu a porcelaną licującą w obu próbkach jest wyraźnie ostra. Tak dobre przyleganie materiałów świadczy o prawidłowej zwilżalności podłoża. Wynika z tego, że kąt zwilżalności porcelany licującej na podbudowie cyrkonowej jest mały. Wątpliwości co do stosowania innej niż zalecana przez producenta porcelany licującej na tlenek cyrkonu zostały wyeliminowane. Uzyskane powiększenia nie wykazały żadnych różnic w połączeniu materiałów tego samego producenta i materiałów innych producentów. Jedyną nieprawidłowością są drobne mikropęcherze na granicy badanych materiałów (rys.8) wynikające prawdopodobnie z błędów technologicznych nakładania porcelany licującej.

Dokładniejsza analiza połączenia badanych materiałów była możliwa dzięki przeprowadzeniu badań mikroanalizy rentgenowskiej. Dla każdej próbki oznaczano pierwiastki O, Na, Al, Si, Y, Zr, K, Ca. Pierwiastki Na, Al, Si, K, Ca znajdują się w warstwie porcelany na stałym poziomie, po czym na granicy połączenia gwałtownie zmniejsza się ich stężenie, a w warstwie tlenku cyrkonu ich wartość jest znikoma. Pierwiastki Zr i Y zachowują się przeciwnie. Ich wartość jest stała w warstwie tlenku cyrkonu, maleje na granicy faz, a w

warstwie porcelany stężenie pierwiastków jest pomijalne. Pierwiastkiem, który występuje dominująco w obu warstwach jest tlen. Jego stężenie maleje od strony porcelany do tlenku cyrkonu.

Z analizy jakościowej wynika, iż stężenie cyrkonu w warstwie porcelany licującej jest znikome (0,5%). Na granicy faz wartość ta rośnie po czym stabilizuje się w warstwie tlenku cyrkonu na stałym poziomie ok. 70%. Stężenie krzemu w warstwie porcelany licującej osiąga wartość ok. 35%. W miarę zbliżania się do granicy materiałów wartość ta maleje, a w tlenku cyrkonu kształtuje się na poziomie 1%.

Na podstawie przeprowadzonych badań oraz dyskusji wyników można stwierdzić co następuje:

1. Porcelana licująca łączy się z podbudową cyrkonową za pomocą mikro-retencji i naprężeń ściskających.
2. Stopniowa zmiana stężenia pierwiastków na pograniczu porcelana licująca-tlenek cyrkonu może świadczyć o wystąpieniu zjawiska dyfuzji w badanych mikro-obszarach.
3. Połączenie materiałów tego samego producenta jest prawidłowe, pozbawione defektów.
4. Mimo napalenia na podbudowe Cercon Base porcelany Lava Ceram nie ujawniono różnic w charakterze wiązania.

LITERATURA

[1] Dejak B., Kacprzak M., Suliborski B., Śmielak B.: Struktura i niektóre właściwości ceramik dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury. Protetyka stomatologiczna 2006, LVI, 6, 471-477.
[2] Okoński P., Szczyrek P.: Systemy ceramiczne bez podbudowy metalowej. Protetyka stomatologiczna 2001, XXXVII Tom LI, 6, 323-329.
[3] Katalog szkoleniowy: Protetyka XXI wieku. Wykład 2: Nowoczesne technologie CAD/CAM.
[4] www.cercon-smart-ceramics.com
[5] Cercon – perfekcja w każdym calu. Katalog reklamowy.
[6] Espertise – Innowacyjne czasopismo 3M ESPE dla dentystów. Wydanie specjalne, czerwiec 2007.
[7] DeguDent: Cercon Ceram Kiss – charakterystyka produktu.

TYPE OF JOIN STRUCTURE BETWEEN PORCELAIN AND ZIRCONIUM OXIDE BASE, DEPENDING ON KIND OF PORCELAIN

Summary. The purpose of thesis is characterizing connection between cercon base materials and covering porcelain and checking which forces (mechanical or chemical) are responsible too linkage materials.

At the second part of thesis is described preparation samples of materials to research. Executed observations on optical microscope Zeiss M1m Imager and scanning electron microscope FEI E-SEM XL30 with X EDAX GEMINI 4000. Got results of qualitative and quantitative analyses which have showed character of materials connection. Researched materials Cercon Base, Cercon Ceram Kiss and Lava Ceram are compatible for each other.

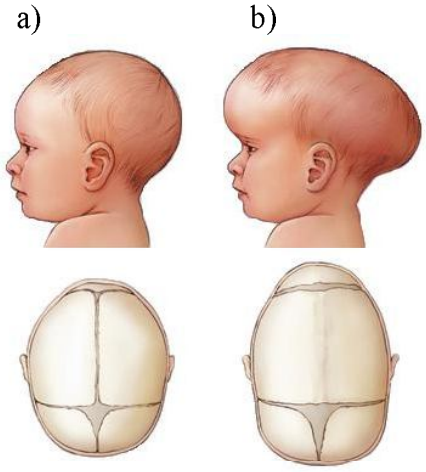
Marek GZIK, **Wojciech WOLAŃSKI, Dagmara TEJSZERSKA**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Piotr LICHOGRAJ Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Dawid LARYSZ, Oddział Neurochirurgii Dziecięcej Górnośląskiego Centrum Zdrowia Dziecka i Matki w Katowicach

INŻYNIERSKIE METODY WSPOMAGANIA LECZENIA DEFORMACJI GŁÓWKI DZIECKA

Streszczenie. W referacie przedstawione zostały badania modelowe dotyczące korekcji patologicznego ukształtowania głowy u dzieci. Wykorzystując program Mimics 11 Materialise sformułowano model bryłowy zdeformowanej czaszki dziecka w oparciu o zdjęcia tomografii komputerowej TK. W kolejnym etapie przeprowadzono analizę numeryczną w środowisku programu ANSYS w celu określenia stanu naprężeń i odkształceń wynikających z przyłożonych sił zewnętrznych. Badania mają charakter interdyscyplinarny są realizowane we współpracy inżynierów i lekarzy oddziału neurochirurgii dziecięcej.

1. WSTĘP

Problem patologii związanych z nieprawidłowym ukształtowaniem czaszki u noworodków należy do dość częstych przypadków. Głównie zalicza się do nich skośnogłowie ułożeniowe oraz kraniosynostoza. Nieleczona deformacja główki może być przyczyną wystąpienia miejscowego nadciśnienia śródczaszkowego w obrębie tylnej jamy czaszki okolicy potylicznej, co za tym idzie zaburzyć rozwój psychoruchowy, przede wszystkim wyższych czynności nerwowych, takich jak słuchu fonetycznego, złożonych funkcji wzrokowo-przestrzennych czy mechanizmów kojarzenia [1].



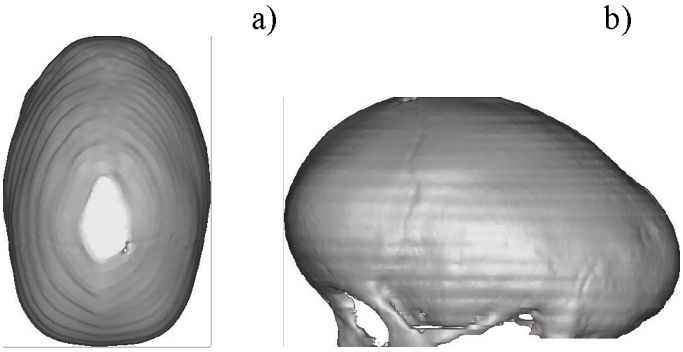
Rys. 3. Ukształtowanie głowy dziecka a) prawidłowe, b) zdeformowane (kraniosynostoza) [2]

Statystycznie występowanie skośnogłowia ułożeniowego szacuje się na 13% zdrowych noworodków, natomiast kraniosynostoza występuje w skali 1 przypadek na 2000 żywych urodzeń. Postępowanie w takiej sytuacji polega na diagnostyce zarówno neurologicznej jak i fizjoterapeutycznej, a następnie w zależności od stopnia wady podjęciu decyzji o właściwym leczeniu. Poważniejsze zaburzenia poddawane są zabiegowi neurochirurgicznej kranioplastyki. Istnieje również metoda dynamicznego formowania kształtu czaszki dziecka poprzez zastosowanie ortezy – hełmu korygującego. Zastosowanie hełmów podczas terapii uzupełniającej pomaga w leczeniu przedwczesnego zarośnięcia szwów czaszkowych. Nieznane są jeszcze w pełni kryteria, którymi należy się kierować podczas doboru cech konstrukcyjnych kasków tak, aby korekcja przebiegała jak najkrócej, a jej efekty spowodowały uniknięcie leczenia inwazyjnego. Nowoczesne techniki diagnostyki TK wspomagane badaniami modelowymi dają szanse doboru optymalnych kasków dla określonych przypadków wady [1].

W pracy podjęto próbę przygotowania metodologii inżynierskiego wspomagania leczenia wad deformacji główki dziecka.

2.OPIS ROZWAŻANEGO PRZYPADKU

Do przeprowadzenia badań modelowych wykorzystano zdjęcia tomografii komputerowej wykonane w Oddziale Neurochirurgii Dziecięcej Górnośląskiego Centrum Zdrowia Dziecka i Matki w Katowicach. Jest to przypadek kraniosynostozy, najbardziej powszechny rodzaj nieprawidłowego ukształtowania, charakteryzujący się wydłużoną i wąską głową. Dodatkowo tylna część głowy ma szpiczaste zakończenie(rys.2).



Rys. 4. Model bryłowy rozważanego przypadku deformacji główki dziecka a) widok z góry, b) widok z boku

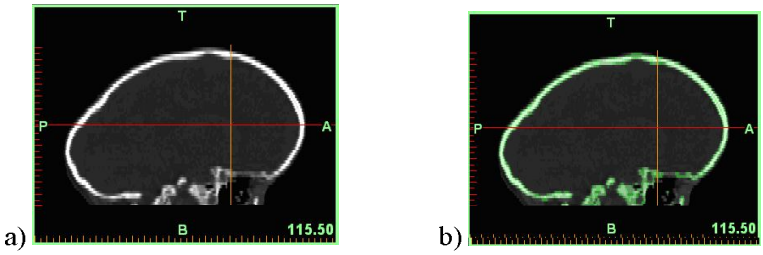
3. PRZETWORZENIE DANYCH Z TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ ZA POMOCĄ OPROGRAMOWANIA MIMICS I ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA W ŚRODOWISKU ANSYS

3.1. Wizualizacja danych po rekonstrukcji tomograficznej (generowanie zarysów kostnych)

Tomograf komputerowy generuje pliki zawierające informacje, które pozwalają na odtworzenie obrazu części skanowanego ciała człowieka. Obrazy tomograficzne mają postać rastrową o rozdzielczości 256x256 lub 512x512 pikseli (punktów graficznych). Każda warstwa jest zbiorem elementów, które są wartościami współczynnika osłabienia μ promieniowania X, które przenika przez ciało. Wartość współczynnika w zależności od rodzaju badanej tkanki ustala się na podstawie skali Housfield'a. Skala posiada 4096 stopni

przenikalności, od -1024 (dla powietrza) do 3071 (maksymalna dla struktur kostnych). Wartości numeryczne w obrazie są przyporządkowane stopniom szarości. Jasne odcienie oznaczają dużą liczbę stopni Hounsfield'a, i odpowiednio, ciemne - małą liczbę.

Obliczone w wyniku rekonstrukcji i odpowiednio przetworzone dane numeryczne tworzą więc obrazy badanej części czaszki.

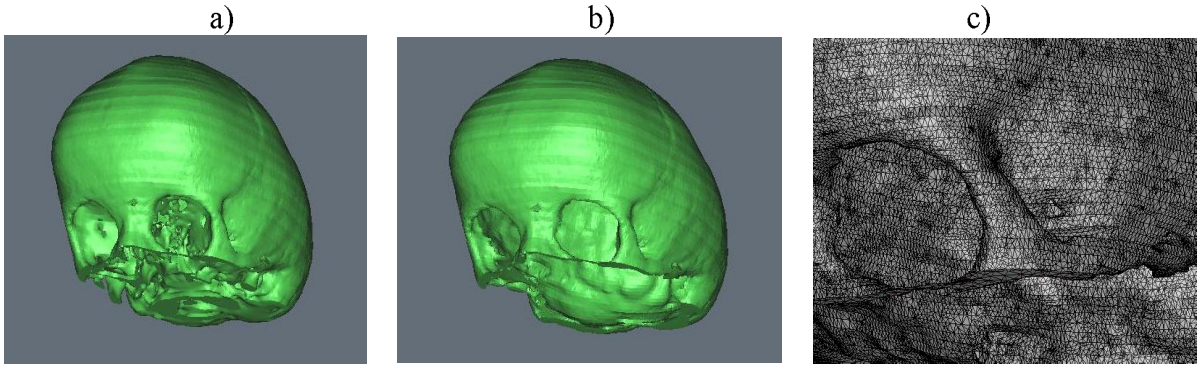


Rys. 5. Obraz (raster) z TK a) przed wyznaczeniem granic poddawanych analizie, b) po wyznaczeniu obszaru kostnego

3.2. Rekonstrukcja geometryczna zarysów kostnych

Generując model trójwymiarowy badanej struktury na podstawie TK przyjęto skalę Hounsfield'a (Thresholds) w granicach od 171 do 2024. Przyjęty przedział pozwolił na optymalne wyodrębnienie żądanych elementów kostnych. Przy wyborze parametrów kierowano się zakresem wartości współczynnika przenikalności kostnej u dziecka.

Dokonano pewnego uproszczenia tworzonego modelu 3D w celu umożliwienia łatwej konwersji danych. Symplifikacja polegała na usunięciu mało istotnych pod względem obliczeniowym części struktury kostnej czaszki z poszczególnych rastrów (Edit Mask). Ułatwiło to dalsze działanie w zakresie tworzenia siatki elementów skończonych (Remeshing) za pomocą zawartego w oprogramowaniu Mimics modułu FEA.



Rys. 6. Kolejne etapy tworzenia modelu bryłowego z wykorzystaniem oprogramowania MIMICS a) model wstępny b) model po obróbce numerycznej c) fragment modelu po dyskretyzacji na elementy skończone z wykorzystaniem dodatkowego modułu STL+ oraz FEA

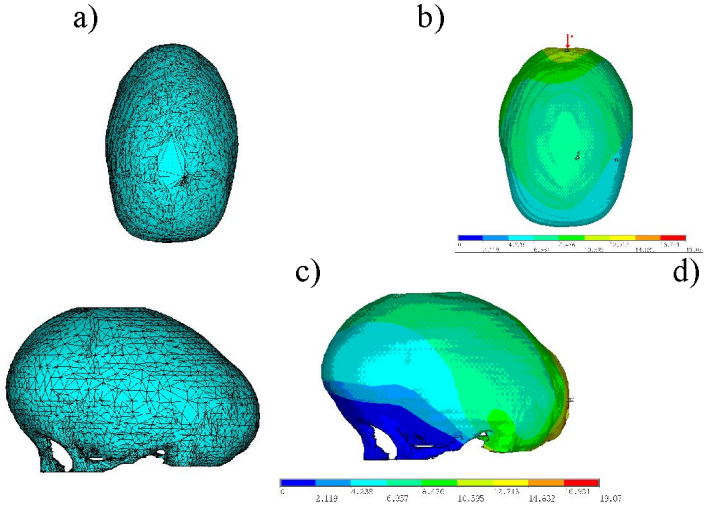
3.3. Konwersja danych i eksport do środowiska ANSYS

Zbiór danych który został finalnie wygenerowany zapisano z rozszerzeniem *LIS.*. Formaty tworzone przez MIMICS są uniwersalne i pozwalają na edycję obiektu w różnych systemach modelowania bazujących na technologiach obróbki płaszczyzn.

Skonwertowany obiekt poddano dalszej weryfikacji wytrzymałościowej w programie ANSYS.

3.4. Przeprowadzenie obliczeń i wizualizacja wyników

Dokonano utwierdzenia sztywnego badanej bryły w miejscu jej podstawy. Zadziałano ciśnieniem opierającym się na tylniej części (czyli na części potylicznej). Przebieg wyników przedstawiono na rys. 5.



Rys. 7. Wizualizacja wyników analizy zrealizowanej w programie ANSYS, a),c) obiekt po dyskretyzacji, b),c) wykresy odkształceń (na podstawie hipotezy Hubera - von Mises'a) po zadaniu siły ściskającej, przyłożonej na tylnej powierzchni

4. WNIOSKI

W pracy przedstawiono metodologię inżynierskiego wspomagania leczenia wad deformacji główki dziecka. Na podstawie zdjęć TK sformułowano zindywidualizowany model bryłowy analizowanego przypadku, a następnie poddano go analizie numerycznej celem określenia potrzebnych sił do wywołania korekcji deformacji. Przedstawione badania są częścią wspólnie realizowanych badań pracowników Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki śląskiej oraz Oddziału Neurochirurgii Dziecięcej Górnośląskiego Centrum Zdrowia Dziecka i Matki w Katowicach.

LITERATURA

[1] Losee JE, Mason AC, Dudas J, Hua LB, Money MP. Nonsynostotic occipital plagiocephally: factors impacting onset, treatment, and outcomes. Plast Reconstr Surg. 2007 May;119(6):1866-73.
[2] http://wordpress.com

ENGINEER METHODS SUPPORTING TREATMENT OF CHILDREN HEAD DEFORMATION

Summary. Modelling researches of pathological children head deformation correction are presented in this paper. With use of Mimics 11 Materialise software solid model of analysed example were created on the basis of computer tomography scans. Next the model was imported to ANSYS program in order to estimate correlation between external forces and head deformation. The research has interdisciplinary character as cooperation between engineers and neurosurgeons.

Sylwia ŁAGAN, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

OCENA MOŻLIWOŚCI ZASTOSOWANIA TECHNIKI CIMM W BEZPOŚREDNICH WYPEŁNIENIACH KOMPOZYTOWYCH DLA UBYTKÓW KLASY I i II wg BLACK'a

Streszczenie. W pracy zaprezentowane zostały wyniki analiz wytrzymałościowych przypadków zwarcia zgryzowego korony zęba bocznego odbudowywanej nowoopracowaną techniką CIMM - Metoda Kompozytowych Wypełnień Mikroblokowych (*Composite Insert Microfill Method*). Analizie podlegały zarówno typy ubytków klasy I i II wg Blacka jak i różnego rodzaju materiały stosowane na wypełnienia. Przeprowadzone symulacje numeryczne pozwalają ocenić wpływ rodzaju materiału na parametry wytrzymałościowe odbudowanej korony.

1. WSTĘP

Wieloletnie poszukiwania materiałów na wypełnienia stomatologiczne, o właściwościach podobnych do odbudowywanych tkanek twardych zębów, przyczyniły się do wyodrębnienia kilku kluczowych właściwości wytrzymałościowych, a są to: moduł sprężystości podłużnej, adhezja, wytrzymałość na ściskanie, twardość, skurcz polimeryzacyjny oraz rozszerzalność termiczna i szczelność brzeżna. Spośród kryteriów oceny materiału stosowanego na wypełnienia, jako istotny należy wymienić stan wytężenia ustroju zrekonstruowanej korony, odgrywający zasadniczą rolę w ocenie trwałości połączenia zdrowych tkanek zęba z wypełnieniem. Złożoność zjawisk występujących w trakcie procesów odgryzania, miażdżenia i żucia pokarmów uzasadnia potrzebę prowadzenia prac doświadczalnych, które służyć mają opisaniu, opracowaniu oraz racjonalizacji metod badawczych przyczyniając się do doskonalenia technik preparacji.

Jedną z nowoopracowanych technik preparacji, przeznaczonych do leczenia ubytków klasy I i II wg Black'a jest technika CIMM - *Composite Insert Microfill Metod*, polegająca na umieszczaniu w masie nieutwardzonego kompozytu wcześniej spolimeryzowanych cząsteczek wykonanych z tego samego materiału – insertów [3]. Metoda ta powoduje znaczne ograniczenie objętości utwardzanego kompozytu, co zmniejsza skurcz polimeryzacyjny, a zatem zwiększa szczelność brzeżną i ogranicza mikroprzeciek. Stosunkowo krótki czas istnienia metody powoduje, wiele różnych wskazań prowadzenia zabiegu od strony mechanicznej obróbki ubytku jak i doboru właściwego materiału na wypełnienie, czego konsekwencją jest istnienie wielu czynników wpływających na pozytywne wyniki leczenia. Istnieje, zatem potrzeba weryfikacji problemów związanych z leczeniem przypadków zniszczenia korony zębów trzonowych i przedtrzonowych. Przeprowadzone analizy numeryczne wypełnień bezpośrednich ubytków klasy I i II wg Black'a, badania laboratoryjne oraz symulacje komputerowe wzbogacone o wyniki obserwacji klinicznych tworzą pełną weryfikację opisywanych procesów [4].

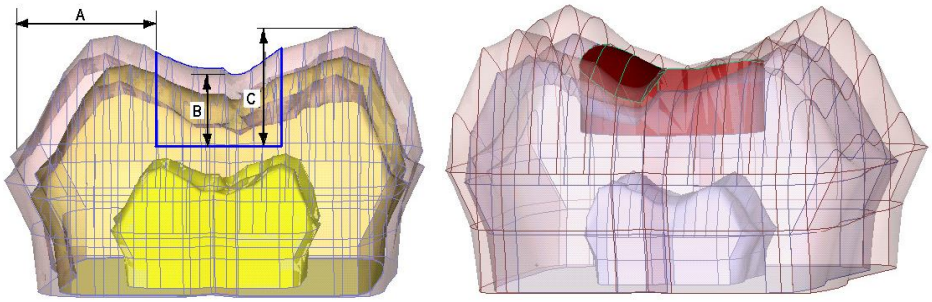
2. METODYKA PRACY

Ważnym aspektem pracy było przygotowanie modeli geometrycznych korony zęba trzonowego z ubytkami klasy I i II oraz zdefiniowanie sprężystych izotropowych stałych materiałowych, tj. modułu Younga E [MPa] oraz współczynnika Poissona ν dla wszystkich wyodrębnionych obszarów zęba – tab.1 jak i dla czterech kompozytów stosowanych na wypełnienia. Dla tkanek zębów własności materiałowe przyjęto za literaturą [1], natomiast dla każdej z czterech grup materiałów wykorzystanych w badaniach wyznaczono stałe materiałowe laboratoryjnie na maszynie wytrzymałościowej typu INSTRON 4465 wraz z wielokanałowym tensometrycznym układem mostkowym UPM 40 z zestawem DMClab firmy Hottinger. W każdej grupie materiałów, aby uzyskać powtarzalność wyników badano 6 próbek.

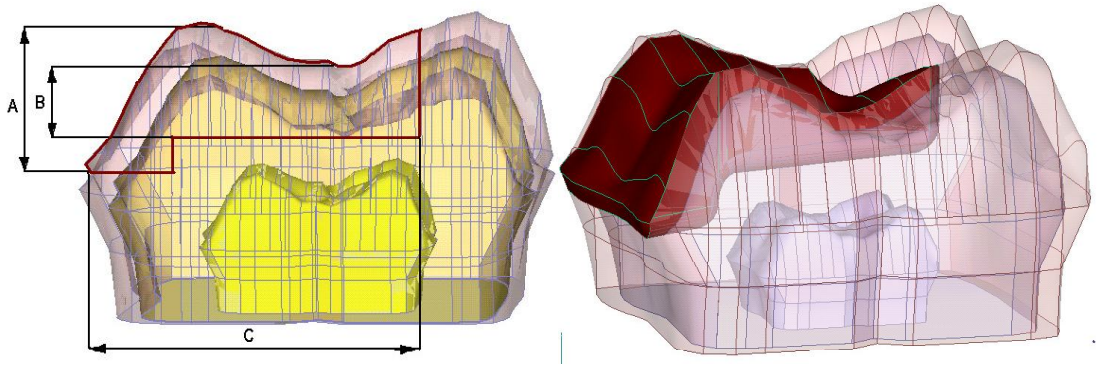
Aby wiernie oddać zarys zęba z uwagi na bardzo złożoną geometrię kształtu w trakcie generowania siatki elementów skończonych wykorzystano element typu tetrahedral SOLID92. Przyjęto warunki brzegowe, tzn. obciążenie 100[N] jako średnie obciążenie dla typowego obciążenia zgryzowego dla zęba trzonowego górnego oraz utwierdzenie, które zasymulowano odbierając stopnie swobody w trzech kierunkach na wysokości szyjki anatomicznej zęba. W trakcie obciążania pomijano granicę preparacji zgodnie z wytycznymi przeprowadzania obróbki ubytku. Zestaw przygotowanych zadań geometrycznych zaprezentowany został poniżej (rys. 1 i 2).

Tabela 1. Właściwości materiałowe dla twardych tkanek zęba [1] i materiałów odtwórczych

MATERIAŁ	*MODUŁ YOUNG'A E[MPA]*	***WSPÓŁCZYNNIK POISSONA N***
Szkliwo	84 100	0,33
Zębina	18 600	0,31
Miazga	2,06	0,45
Filtek Z250 bez insertów	7 900	0,14
Gradia Direct bez insertów	6 500	0,18
Filtek Z250 z insertami	6 600	0,26
Gradia Direct z insertami	5 430	0,34



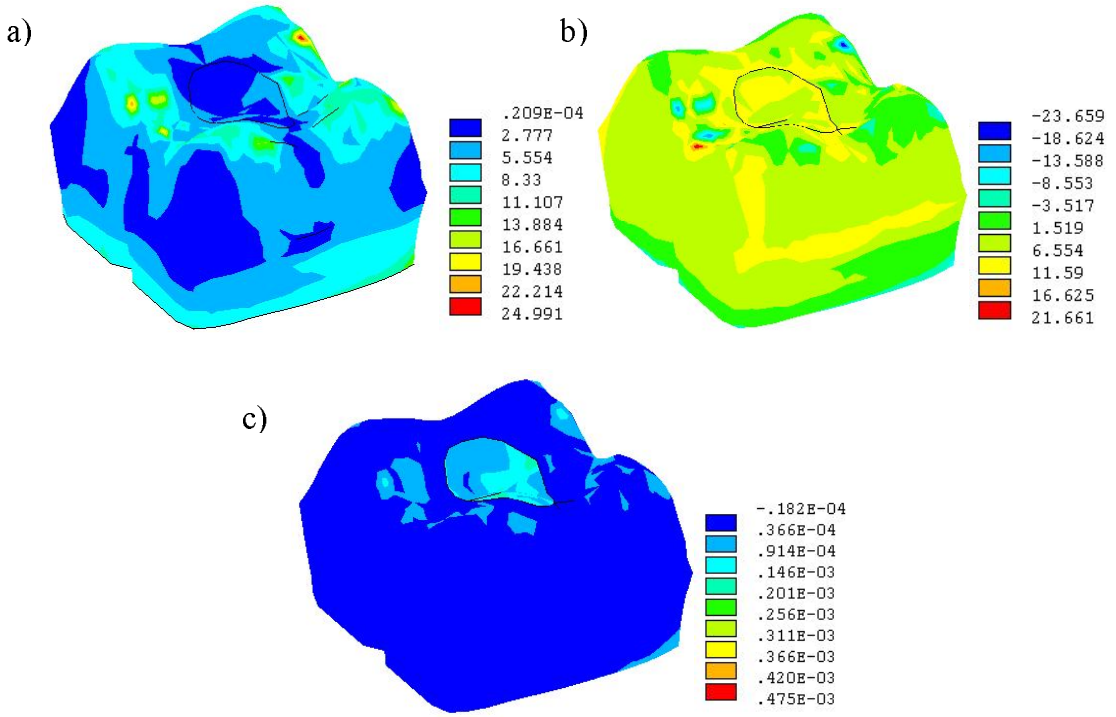
Rys.1. Wypełnienia dla ubytku klasy I wg Blacka:
A) odległość dna wkładu od szczytu guzka 2.5 [mm]
B) odległość dna wkładu od bruzdy 1.0 [mm]
C) odległość od brzegu na wysokości dna ubytku 2.5 [mm]



Rys. 2. Wypełnienia dla ubytku klasy II wg Blacka:
A) odległość dna wkładu od szczytu guzka 3.0, 2.5 (lub 2.0)[mm]
B) odległość dna wkładu od bruzdy 1.0 [mm]
C) odległość dalszej ścianki ubytku od brzegu 6.0 [mm]

3. WYNIKI NUMERYCZNYCH SYMULACJI KOMPUTEROWYCH

Analiza rezultatów jest procesem złożonym, do uzyskania prawidłowych wniosków konieczna jest nie tylko interpretacja maksymalnych wartości odkształceń i naprężeń badanej struktury. Istotnym elementem rozważań jest również jakościowa ocena wielkości i zakresu obszaru wytężeń. A zatem do całościowej analizy brane są pod uwagę nie tylko maksymalne wartości parametrów wytrzymałościowych, lecz również charakter odpowiedzi układu na wymuszenie, ilustrujące pracę korony zęba w trakcie obciążenia. Wyniki analiz przypadków zwarcia zgryzowego korony zęba bocznego odbudowywanej techniką CIMM, odnoszono do przypadku zęba zdrowego. Analizie podlegały warianty różnej głębokości preparacji, szerokości wkładu oraz różnego rodzaju materiały zastosowane na wypełnienia. Przykładowe ilustracje rozkładu pól wielkości uzyskanych w wyniku symulacji numerycznych dla wypełnienia ubytku klasy I i wg Black'a materiałem Filtek Z250 (rys.3).



Rys.3. Rozkład pól charakterystyk wytrzymałościowych dla korony z ubytkiem klasy I odbudowanej materiałem Filtek Z250 z insertami: a) zredukowane naprężenia $\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ [MPa], b) naprężenia główne σ_Z [MPa], c) intensywność odkształceń ε_{int}

Zbiorcze wyniki numerycznej analizy wytrzymałościowej dla przypadku korony zęba bocznego z ubytkiem klasy I wg Black'a podaje tabela 2, natomiast dla klasy II tabela 3.

Tabela 2. Zestawienie uzyskanych wyników dla ubytków klasy I wg Black'a

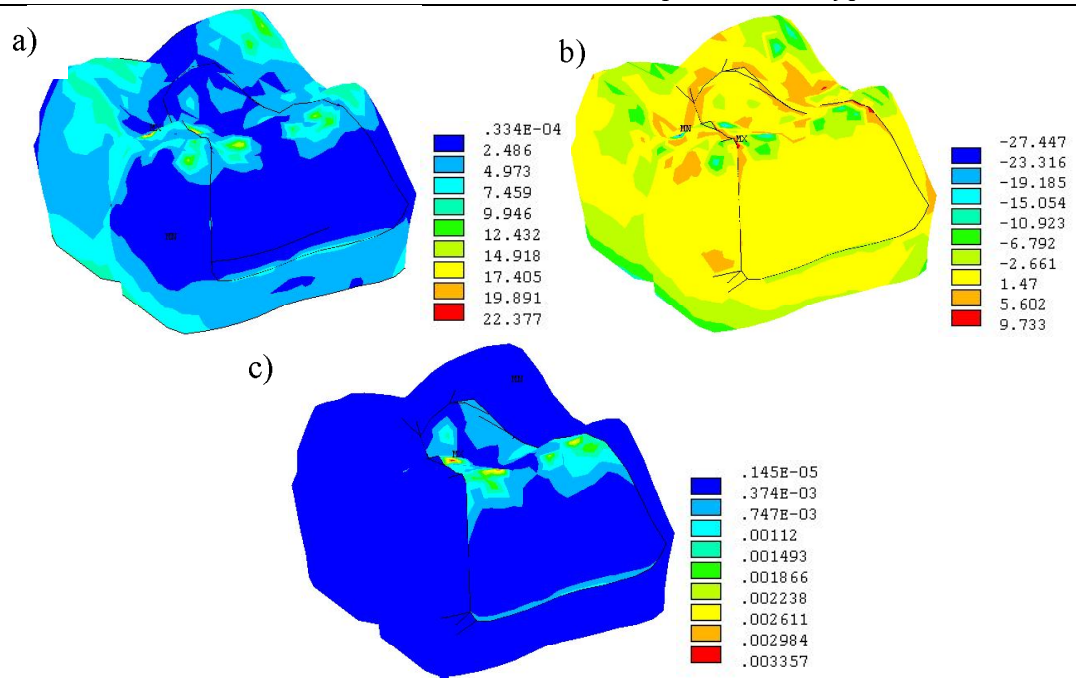
Materiał	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ korony [MPa]	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ zebiny [MPa]	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ wkładu [MPa]	$^{*}\sigma_X$ [MPa]	$^{*}\sigma_Y$ [MPa]	$^{*}\sigma_Z$ [MPa]	$^{*}\sigma_{XY}$ [MPa]	$^{*}\sigma_{XZ}$ [MPa]	$^{*}\sigma_{YZ}$ [MPa]	$^{*}\varepsilon_{int}$ $\cdot 10^{-2}$	$^{*}\varepsilon_1$ $\cdot 10^{-3}$
Filtek Z250 bez insertów	25.03	4.39	4.58	-10.52 9.57	-12.54 6.82	-23.67 21.64	-2.69 3.05	-5.01 11.42	-6.62 7.29	0.10	0.48
Gradia Direct bez insertów	25.02	4.38	4.55	-10.50 9.57	-12.53 6.83	-23.67 21.47	-2.67 3.04	-5.01 11.4	-6.63 7.29	0.10	0.48
Filtek Z250 z insertami	24.99	4.37	4.49	-10.50 9.58	-12.51 6.84	-23.66 21.66	-2.64 3.04	-5.09 11.41	-6.62 7.29	0.10	0.47
Gradia Direct z insertami	24.96	4.36	4.41	-10.50 9.59	-12.48 6.85	-23.65 21.68	-2.60 3.02	-5.01 11.39	-6.60 7.28	0.11	0.47

(* całego zęba)

Tabela 3. Zestawienie uzyskanych wyników dla ubytków klasy II wg Blacka

Materiał	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ korony [MPa]	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ zebiny [MPa]	$\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ wkładu [MPa]	$^{*}\sigma_X$ [MPa]	$^{*}\sigma_Y$ [MPa]	$^{*}\sigma_Z$ [MPa]	$^{*}\sigma_{XY}$ [MPa]	$^{*}\sigma_{XZ}$ [MPa]	$^{*}\sigma_{YZ}$ [MPa]	$^{*}\varepsilon_{int}$ $\cdot 10^{-2}$	$^{*}\varepsilon_1$ $\cdot 10^{-2}$
Filtek Z250 bez insertów	22.41	5.66	18.16	-7.81 5.63	-10.95 6.79	-27.43 8.30	-4.89 2.83	-5.79 8.06	-12.84 7.95	0.27	0.10
Gradia Direct bez insertów	22.38	5.64	17.97	-7.80 5.91	-10.77 6.84	-27.40 9.17	-4.94 2.82	-5.79 8.06	-12.82 7.91	0.33	0.13
Filtek Z250 z insertami	22.38	5.49	17.43	-7.78 6.38	-10.71 7.19	-27.45 9.73	-4.82 2.61	-5.82 8.05	-12.84 7.89	0.33	0.13
Gradia Direct z insertami	22.34	5.36	16.92	-7.76 7.04	-10.49 7.57	-27.45 11.11	-4.77 2.64	-5.84 8.04	-12.83 7.87	0.42	0.16

(* całego zęba)



Rys.4. Rozkład pól charakterystyk wytrzymałościowych dla korony z ubytkiem klasy II odbudowanej materiałem Filtek z insertami: a) zredukowane naprężenia $\sigma_{H\text{-}M\text{-}H}$ [MPa], b) naprężenia główne σ_Z [MPa], c) intensywność odkształceń ε_{int}

Analizując naprężenia główne oraz naprężenia styczne z uwagi na wielkości sił wiązania adhezyjnego pomiędzy materiałem kompozytowym a tkankami twardymi zęba, zauważa się równomierny rozkład pól tych wielkości oraz wartości pozostające poniżej niebezpiecznych [1]. Natomiast koncentracja naprężenia głównego σ_Z na granicy faz materiałów dla klasy II spowodowana jest innym charakterem obciążenia oddziałującego w sposób bezpośredni na materiał wypełniający (ryc.4.c). Ta rozbieżność zarówno w obciążeniu jak i w odpowiedzi układów na wymuszenie siłowe wynika z różnic w rozległości obszarów zniszczonych koron z ubytkiem klasy I i II wg Blacka (ryc.3.b oraz 4.b).

Rozpatrując zmiany odkształceniowe w analizowanych przypadkach rekonstrukcji ubytków koron zębów bocznych wyraźna różnica daje się dostrzec w przypadku klasy II wg Blacka. Zastosowanie techniki CIMM i wprowadzenie insertów powoduje wzrost odkształcenia głównego oraz intensywności odkształceń średnio o około 20%.

Analizując wpływ charakteru ubytku związanego z obszarem zniszczenia korony oraz sposobu jego preparacji na wytężenie tkanek twardych zęba można zauważyć, iż zarówno szkliwo jak i zębina pozostają na zbliżonym poziomie wytężenia. W przypadku szkliwa jest to wartość średnio 23,5 [MPa] - zębiny średnio 5 [MPa] (ryc.3.a i 4.a), natomiast rozważając wytężenia samego wkładu (ryc.3.b i 4.b) wyraźnie widać prawie 75% wzrost wytężenia materiału kompozytowego dla przypadku klasy II ubytku wg Blacka w stosunku do klasy I. Spostrzeżenie to może tłumaczyć wpływ rozległości ubytku na trwałość wypełnienia na skutek działania obciążenia wynikającego z prawidłowego zwarcia zgryzowego.

W tym miejscu należy zaznaczyć, iż wypełnienie zdefiniowane było jako materiał ciągły o uśrednionych wartościach danych materiałowych zarówno modułu sprężystości jak i współczynnika Poissona (tab. 1). Dlatego jednym z zadań realizowanych w przyszłości będzie numeryczna analiza wytrzymałościowa wypełnień ubytków klasy I i II z wprowadzonymi cząstkami insertów w formie sprepolimeryzowanych kulek materiału zasadniczego.

4. PODSUMOWANIE

Porównawcze wytrzymałościowe analizy numeryczne koron zębów bocznych rekonstruowane metodami bezpośrednimi, przeprowadzone dla standardowych materiałów kompozytowych oraz materiałów wypełnionymi sprepolimeryzowanymi insertami wykazują nieznaczny spadek wytężenia w całej konstrukcji. Również obserwuje się kilkuprocentowy spadek wytężenia w samym wypełnieniu. Rezultaty te potwierdzają się zarówno dla ubytków klasy I jak i w większym stopniu dla ubytku klasy II wg Blacka.

Uzupełniając weryfikacje numeryczną o wyniki testów doświadczalnych przeprowadzonych na odbudowanych zębach oraz efekt ograniczonego skurczu polimeryzacyjnego materiałów z insertami można podkreślić zasadność wprowadzania techniki CIMM do stomatologii zachowawczej.

Technika nie pogarsza charakterystyk wytrzymałościowych odbudowanych koron zębów, natomiast znacznie ogranicza skurcz polimeryzacyjny, a tym samym wstępne naprężenia resztkowe. Naturalnie nasuwa się konieczność prowadzenia dalszych badań nad optymalizacją nie tylko procesu preparacji ubytku w kwestii promieni zaokrąglenia, podcięć, kątów zbieżności, ale również samych insertów ich rozmiarów i ilości w stosunku do masy całego wypełnienia.

LITRATURA

[1] Craig R.G., Peyton F.A., Elastic and mechanical properties of human dentin, Journal of Dental Research, vol. 37, no. 4(1958), pp. 710—718,

[2] Gala A., Żarow M., Rokicka M., Tomera I., Milewski G., Łagan S., „Ocena sił wiązania kompozytowych wkładów koronowych i cementów adhezyjnych w badaniach in vivo", XIII Naukowo-Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 22-25.09.2004, Program i streszczenia s.27, abstr.7,

[3] Gończowski K., Krupiński J., Kustra P., Rabczak W., Szczelność brzeżna wypełnień z kompozytu Z250 (3MESPE) zakładanych z zastosowaniem różnych systemów łączących – badania laboratoryjne, Poradnik Stomatologa, 2004, R.4 nr 2, str. 12-20,

[4] Gończowski K., Wypełnienia kompozytowe z zastosowaniem insertów. Ocena kliniczna i laboratoryjna, Praca Doktorska, Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Wydział Lekarski, Kraków 2005.

ESTIMATION OF POSSIBILITY OF APPLICATION OF CIMM TECHNIQUE FOR DIRECT COMPOSITE FILLINGS IN THE 1st AND 2nd CLASS CAVITIES ACCORDING TO BLACK

Summary. The work presents the results of the strength analyses of teeth crowns in terms proper occlusion reconstructed by means of New CIMM technique. Numerical simulations were done for both types of cavities (I and II class according to Black) for various kinds of composite filling materials. The influences of preparation parameters on teeth effort were discussed.

Mateusz ŁOZOWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Przemysław JACEK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Marek GZIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT INTERAKTYWNEJ ZABAWKI REHABILITACYJNEJ DLA DZIECI

Streszczenie. W artykule opisano urządzenie służące do rehabilitacji dzieci z zaburzeniami propriocepcji, kinestezji oraz równowagi. Urządzenie ma wspomagać leczenie tych zaburzeń poprzez zabawę. Obecnie na rynku brakuje tanich urządzeń tego typu. Projekt urządzenia – zabawki – został wykonany przez studentów Politechniki Śląskiej w Gliwicach.

1. WSTĘP

Celem projektu było stworzenie zabawki interaktywnej dla dzieci z zaburzeniami propriocepcji, kinestezji oraz równowagi przy jak najniższym koszcie wytworzenia oraz możliwości wykorzystania szerokiej gamy programów interaktywnych.

W założeniach projektu było stworzenie takiego urządzenia które nie wymagało by dodatkowego oprogramowania do obsługi, było bezpieczne dla użytkownika, miało prostą i solidną obudowę – działało bezawaryjnie przez cały okres eksploatacji.

Dzieci z zaburzeniami propriocepcji, kinestezji mają problemy z orientacją ułożenia własnego ciała, mogą mieć problemy z koordynacją napięcia mięśni co prowadzi do zaburzeń planowania i prowadzenia ruchu. Niedostatek informacji proprioceptywnej częściowo kompensowany jest wzrokiem, dlatego gracz odbierając bodźce tą drogą jest w stanie korygować swoja postawę.

Ćwiczenia poprzez zabawę są dużo bardziej atrakcyjne dla młodych pacjentów, dlatego też dają dużo lepsze rezultaty w leczeniu, dziecko częściej i chętniej bierze w nich udział. [1]

2. PRZEGLĄD URZĄDZEŃ REHABILITACYJNYCH WYKORZYSTYWANYCH W LECZENIU ZABURZEŃ PROPRIOCEPCJI, KINESTEZJI ORAZ RÓWNOWAGI

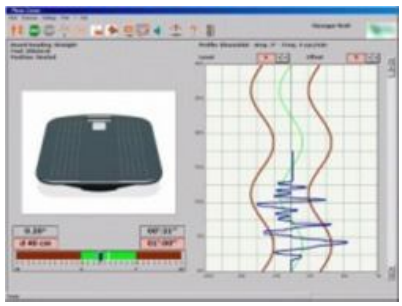
CQStab2P – platforma stabilometryczna. (rys. 1). Urządzenie pozwala na niezależny pomiar rzutu środka ciężkości ciała, który przypada na lewą i prawą nogę. Cena urządzenia – około 12tyś. zł. [2]

LIBRA – platforma balansowa (rys. 2). Urządzenie daje możliwość jedynie ruchu wahadłowego. Brak w nim możliwości regulacji stopnia wychyłu. Charakteryzuje się solidną budową oraz nie zajmuje dużo miejsca. Wysoka cena urządzenia (około 19tyś. zł.) zamyka rynek klienta indywidualnego [3].

ST 310 – platforma stabilometryczna (rys. 3). Urządzenie pozwala na pomiar rzutu środka ciężkości ciała. Urządzenie umożliwia diagnostykę oraz trening prawidłowego trzymania postawy ciała. Cena urządzenia to 55tyś. zł. [4]

ACCU GAIT – platforma dynamograficzna do analizy równowagi (rys. 4). Urządzenie pozwala na pomiar parametrów związanych z oceną równowagi i chodu. Cena urządzenia to 60tys. zł. [5]

Rys. 1. Platforma stabilometryczna CQStab2P



Rys. 2. Platforma balansowa – Libra

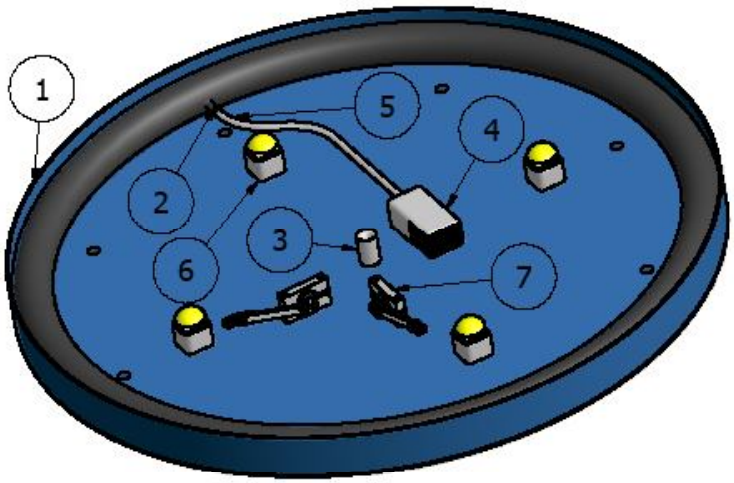
Rys. 3. Platforma stabilometryczna ST 310

Rys. 4. Platforma dynamograficzna ACCU GAIT

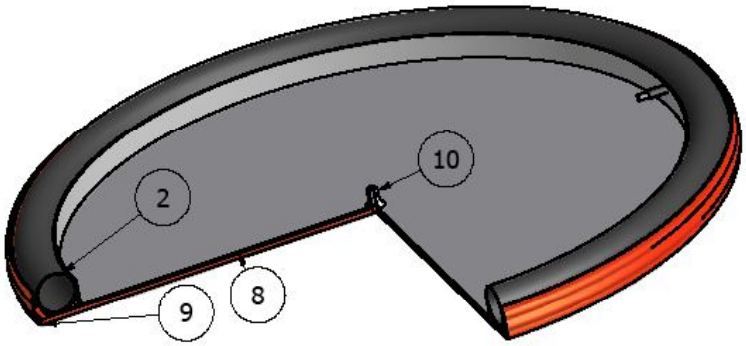
3. PROJEKT URZĄDZENIA

3.1. Konstrukcja

Podstawowa konstrukcja, przedstawiona na rys. 5 składa się z okrągłej podstawy **1** o średnicy 700 [mm] w której wnętrzu na obrzeżach umieszczona została dętka rowerowa **2** pełniąca rolę amortyzatora, kompresor **4** z zaworami połączony z dętką wężykiem **5** służący do zmiany ciśnienia. Na środku płyty znajduje się talowe gniazdo **3** w którym osadzany jest trzpień **10** wierzchniej platformy **8**. Umieszczono także cztery masywne obudowy **6** dla tensometrów i zależnie od wersji wyposażenia dwa potencjometry **7** do pomiaru kąta wychylenia płyty wierzchniej w dwóch płaszczyznach. Wierzchnią platformę przykrywa miękka mata **9** która dzięki elastycznemu kołnierzowi uszczelnia platformę. Całą elektronikę urządzenia zamknięto w szczelnej obudowie która znajduje się poza platformą i połączona jest z nią za pośrednictwem przewodów elektrycznych.

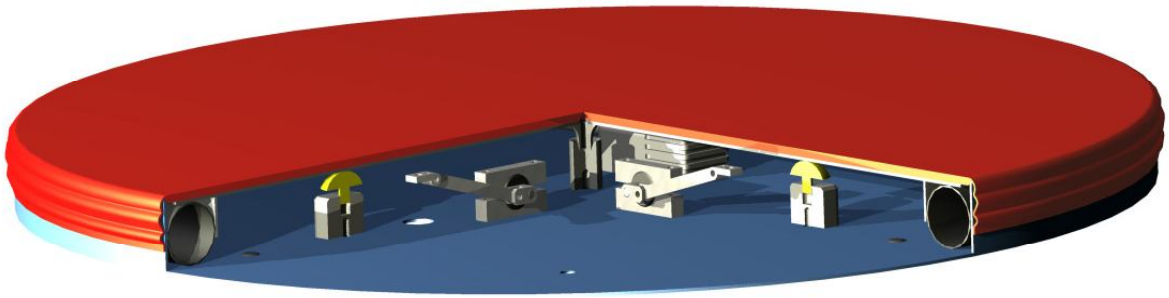


a) spodnia część zabawki



b) przekrój płyty wierzchniej zabawki

Rys. 5. Widok dwóch rozmontowanych części zabawki



Rys. 6. Widok przekroju zmontowanej zabawki

W trakcie projektowana powstały trzy warianty konstrukcji, w zależności od funkcjonalności oraz wyposażenia urządzenia. Należało wziąć pod uwagę fakt że urządzenie ma być skierowane do użytkowników prywatnych. Z tego powodu konstrukcja musiała być maksymalnie zwarta, solidna i bezpieczna, a przy tym cena powinna być jak najniższa. Każdy z trzech wariantów konstrukcji różni się wyłącznie wyposażeniem w czujniki i układy elektroniczne służące do połączenie go z komputerem.

Wyposażenie i opis różnych wariantów konstrukcji:

Wersja Power:

- 4 tensometry - 350 zł/szt.
- 2 inklinometry - 350 zł/szt.
- 1 analogowa 6 kanałowa do komputera PC - 400 zł
- 1 korpus zabawki - 500 zł

Wersja ta umożliwia badanie siły nacisku na tensometry, a także kątowe wychylenie platformy za pośrednictwem inklinometrów. Połączenie z komputerem zapewnia 6 kanałowa analogowa karta. Największym minusem tej wersji jest cena która wynosiłaby ok. 3000 zł za samo wykonanie, nie wliczając marży i kosztów sprzedaży.

Wersja Econo:

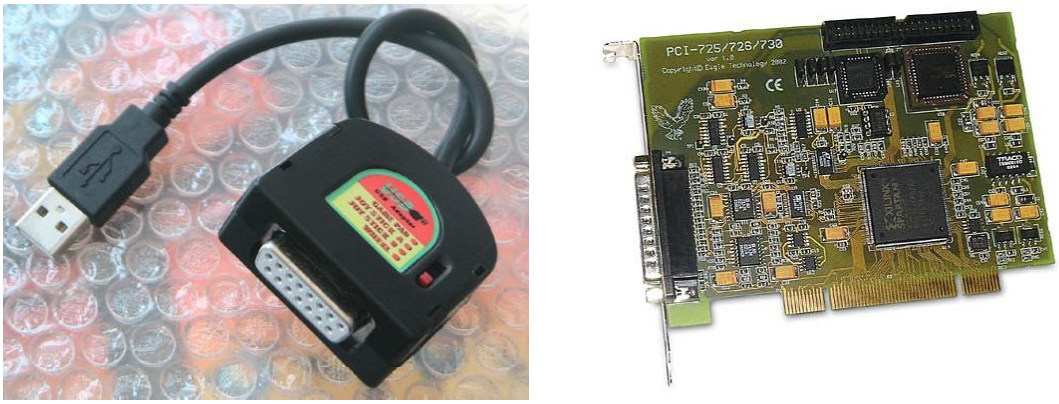
- 4 tańsze tensometry - 250 zł/szt.
- 2 tańsze inklinometry - 250 zł/szt.
- 2 emulatory GamePortu - 48 zł/szt.
- 1 korpus zabawki - 500 zł

Wersja ta posiada takie same możliwości jak wersja Power z tą różnicą że do konstrukcji wykorzystano tańsze tensometry i inklinometry co jednak wpłynęło na zakres badanych sił i dokładność ich pomiaru. Do odczytu danych wykorzystano emulatory GamePortu który dzięki temu że jest 4 kanałowym portem analogowym może odbierać sygnały z tensometrów i inklinometrów. Cena takiego zestawu to ok. 2100 zł za samo wykonanie.

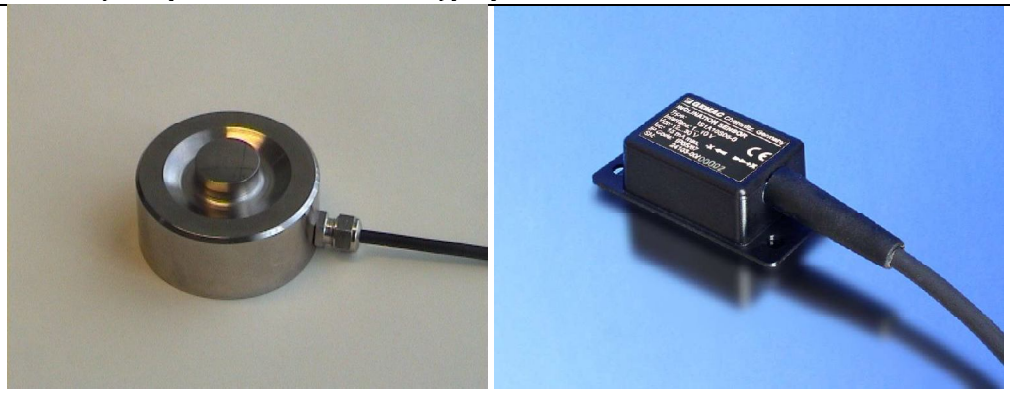
Wersja EconoMax:

- 2 masywne potencjometry - 10 zł/szt.
- 4 masywne przyciski – 50 zł/szt.
- 1 emulator GamePortu - 48 zł
- 1 korpus zabawki - 500 zł

Jest to najtańsza i najprostsza wersja urządzenia. Umożliwia ona jedynie badanie kąta wychylenia platformy. Zabawkę w tej wersji wyposażono także w cyfrowe przełączniki krańcowe sygnalizujące maksymalne wychylenie kątowe platformy. Do połączenia z komputerem wykorzystuje jeden emulator GamePortu który umożliwia także podłączenie czterech cyfrowych przycisków.



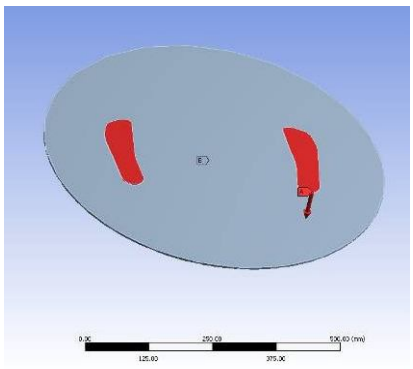
Rys. 7. Emulator GamePortu (z lewej), karta analogowa (z prawej) [6]



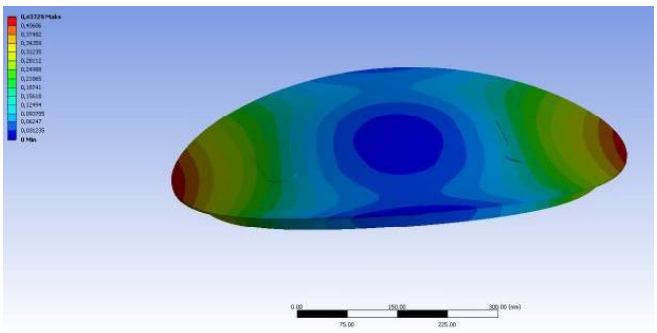
Rys. 8. Tensometr KMM50 (z lewej), inklinometr IS1A 10 P06 (z prawej) [7]

3.2 Weryfikacja wytrzymałościowa MES projektu

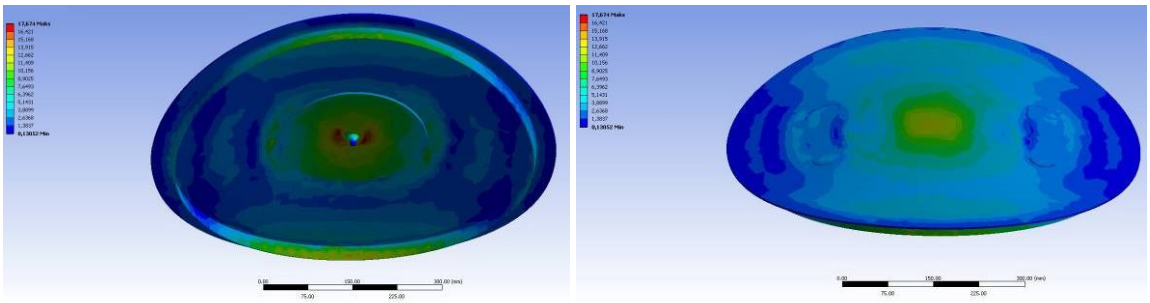
Korpus zabawki został poddany statycznej analizie wytrzymałościowej w programie Ansys Workbench. W miejscach podparcia przyłożono siłę równoważną 120kg (rys. 5). Wynikiem analizy jest 17MPa naprężeń zredukowanych Hubera Missesa co przy granicy plastyczności stali ST3S – 250 MPa daje współczynnik bezpieczeństwa na poziomie 14. Deformacje płyty są pomijalnie małe – na poziomie 0,4mm.



Rys. 9. Miejsca obciążenia



Rys. 10. Deformacje maksymalne 0,4 mm



Rys. 11. Maksymalne naprężania zredukowane 17MPa

3.3 Przegląd obsługiwanego oprogramowania

Wszystkie wersje urządzenia obsługują proste i bardziej złożone bezpłatne gry szeroko dostępne w Internecie. Wśród nich można wyróżnić, Ballance, Snake, Tetris (rys. 12).

Rys. 12. Przykład interaktywnych gier obsługiwanych przez urządzenie

Do urządzenia przewidziane jest również oprogramowanie diagnostyczne dające możliwość monitorowania postępów pacjenta.

4. PODSUMOWANIE

Konstrukcja charakteryzuje się niskimi kosztami produkcji. Łatwość podłączenia urządzenia do komputera oraz możliwość wykorzystania w szeregu ciekawych gier dodatkowo podnosi atrakcyjność. Urządzenie charakteryzuje się prostą i solidną budową, sprawia wrażenie stabilnej konstrukcji, jest odporny na uszkodzenia, jego masa wynosi ok. 25 [kg] co zapewnia stabilne ułożenie na podłożu. Zastosowanie dętki o zmiennym ciśnieniu jako amortyzatora umożliwia zmianę trudności w zachowaniu równowagi na platformie. Po podłączeniu nie koliduje z innymi urządzeniami. Zabawka jest atrakcyjna nie tylko dla dzieci. Dzięki dużej ilości darmowych gier dostępnych w Internecie urządzenie to daje ogromne możliwości regulacji: gier, poziomów trudności oraz pozwala dostosować efektywność leczenia poprzez selekcję gier.

LITERATURA

[1] Sadowska L.: Neurofizjologiczne metody usprawniania dzieci z zaburzeniami rozwoju. Wydawnictwo AWF Wrocław, 2004.
[2] http://www.cq.com.pl/n_platforma.htm
[3] http://www.szalonymax.pl/product-pol-4133-3604133-LIBRA-Platforma-balansowa.html
[4] http://www.alejahandlowa.pl/tr/produkt/3604132-platforma-stabilometryczna-zabkowice-slaskie_2971358.html
[5] http://www.technomex.com.pl/?p=pl/oferta/24/2/index2/index
[6] www.eagle.co.za
[7] www.wobit.com.pl

PROJECT OF INTERACTIVE REHABILITATION TOY FOR CHILDREN

Summary. The article contains information about device which is used for rehabilitation of children with proprioception, kinesthesia and balance dysfunctions. Device is designed to help cure children by playing games on PC. Nowadays there are weary few cheap devices like that. Project of the device - toy - was made by students of Silesian University of Technology.

Ilona MAŃKA, **Dagmara TEJSZERSKA** Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

OKREŚLENIE I PORÓWNANIE SZTYWNOŚCI PRZESTRZENNYCH MODELI KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA ZE SKOLIOZĄ PRZED ORAZ PO WYKONANIU ZABIEGU OPERACYJNEGO

Streszczenie. W artykule opisano model numeryczny kręgosłupa człowieka wraz z wprowadzonym implantem CD Horizon Antares, stosowanym podczas leczenia operacyjnego bocznego skrzywienia kręgosłupa z dostępu przedniego. Dodatkowo przedstawiono wyniki obliczeń numerycznych przeprowadzonych w programie ANSYS. Wyniki te zawierają zarówno dane dotyczące naprężeń powstających w implancie i tkance kostnej, jak również pozwalają na określenie wpływu implantu na sztywność kręgosłupa. Wyznaczone sztywności kręgosłupa fizjologicznego, kręgosłupa ze skoliozą oraz kręgosłupa wraz z wprowadzonym implantem są niezbędne na etapie projektowania nowych typów implantów i takiego dobru ich cech konstrukcyjnych, które pozwolą na zminimalizowanie ryzyka ich uszkodzeń z jednoczesną poprawą procesu leczenia.

1. WSTĘP

W związku z licznymi doniesieniami literaturowymi dotyczącymi faktu występowania bocznego skrzywienia kręgosłupa u około 10% populacji dzieci szkół podstawowych i gimnazjalnych, w Katedrze Mechaniki Stosowanej podjęto się prac dotyczących tematu skolioz. Pacjent ze skoliozą może być poddany różnym technikom leczenia, które dobierane są w zależności od stopnia zaawansowania skrzywienia oraz wieku pacjenta. Najogólniej leczenie to można podzielić na leczenie zachowawcze (np. gimnastyka korekcyjna, gorsety ortopedyczne) oraz leczenie operacyjne. Prace prowadzone w Katedrze Mechaniki Stosowanej związane z tym tematem miały na celu określenie sztywności kręgosłupa człowieka ze skoliozą oraz wpływu wprowadzenia implantu stosowanego podczas korekcji kręgosłupa na sztywność całego układu. Dodatkowo sprawdzano również stan naprężeń oraz przemieszczeń powstających w układzie tkanka kostna - stabilizator.

2. SFORMUŁOWANIE MODELI PRZESTRZENNYCH KRĘGOSŁUPA

W pierwszej kolejności opracowano autorski program Bio3DModel, który umożliwił sformułowanie modelu przestrzennego kręgosłupa człowieka poprzez wyeksportowanie bazy danych zawierającej współrzędne punktów poszczególnych struktur kostnych człowieka. Następnie po utworzeniu powierzchni, brył oraz dyskretyzacji modelu elementami tetragonalnymi typu Solid 95 w programie Ansys, możliwe było przeprowadzenie weryfikacji oraz zamodelowanie skoliozy. W związku z faktem, że skolioza jest deformacją trójpłaszczyznową do odwzorowania jej należało do modelu wprowadzić kąty zmierzone w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej oraz kąty rotacji w płaszczyźnie poprzecznej.

W przypadku sczytania dwóch pierwszych kątów posłużono się zdjęciami RTG wykonanymi w rzucie przednio-tylnym (a-p) pacjentki ze skoliozą w odcinku piersiowo lędźwiowym o kącie skrzywienia odpowiednio 46 i 55^0. Natomiast kąty rotacji zostały określone na podstawie wyprowadzonej zależności [2.1] pomiędzy odległościami zmierzonymi zarówno w płaszczyźnie a-p, jak i bocznej:

$$\alpha = arctg\left(\frac{x}{L}\right) = arctg\left(\frac{k-\frac{s}{2}}{L}\right) \qquad [2.1]$$

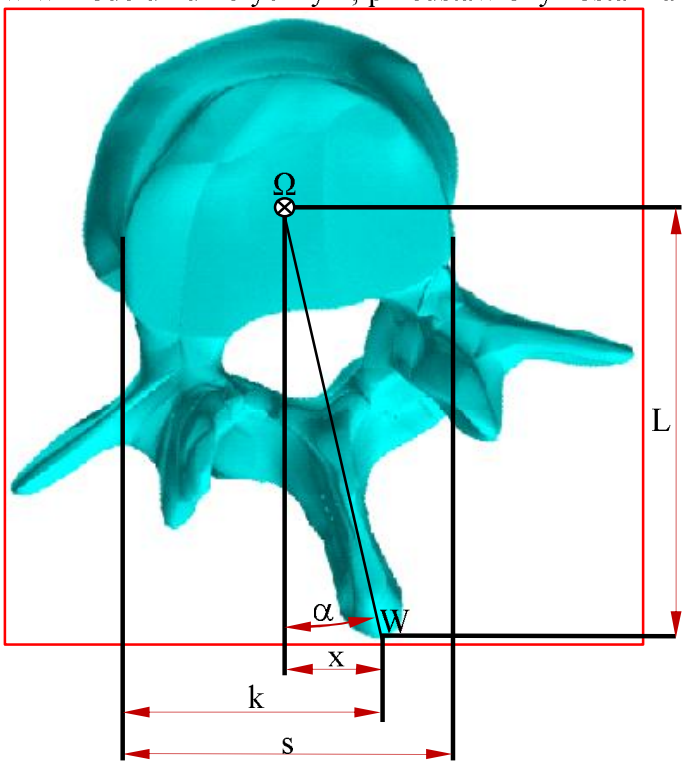
Mierzonymi odległościami były:

- odległość końca zarysu wyrostka kolczystego od środka geometrycznego trzonu kręgu - L, mierzona na zdjęciu rtg wykonanym w płaszczyźnie bocznej;
- szerokość trzonu kręgu - s, mierzona na zdjęciu rtg wykonanym w płaszczyźnie przednio-tylnej;
- odległość skrajnie oddalonego punktu W, znajdującego się na wyrostku kolczystym, od krawędzi zarysu trzonu widzianego w płaszczyźnie czołowej - k.

Na podstawie zmierzonych wartości L, s i k możliwe było określenie:

- odległości punktu W od osi przechodzącej przez środek trzonu w płaszczyźnie czołowej - x;
- kąta rotacji w płaszczyźnie poprzecznej poszczególnych kręgów - α na podstawie powyższej zależności

Sposób określenia omawianych parametrów, pozwalających na wprowadzenie rotacji poszczególnych kręgów w modelu numerycznym, przedstawiony został na rysunku 2.1.

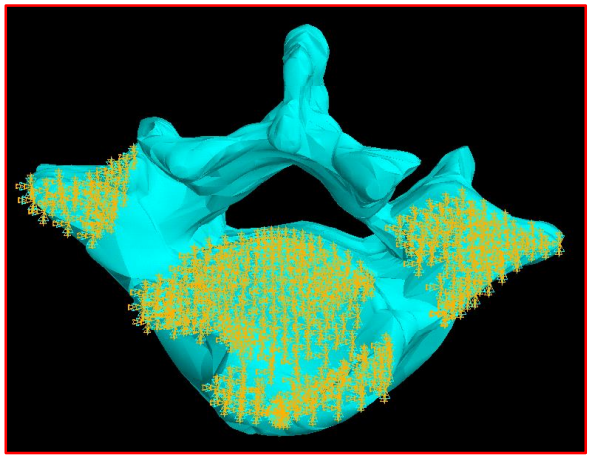


Rys. 2.1. Schemat wyznaczania kąta rotacji dla poszczególnych kręgów

Kolejnym etapem prac było zamodelowanie implantu CD Horizon ANTARES i wprowadzenie go do modelu kręgosłupa ze skoliozą.

3. WYZNACZANIE SZTYWNOŚCI ZAMODELOWANYCH UKŁADÓW

Ostatecznie dla tak przygotowanych modeli określono sztywności oraz porównano je ze sobą. Analiza sztywności obejmowała wyznaczanie sztywności w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach (x, y, z). Modele utwierdzano poprzez odebranie wszystkich stopni swobody węzłom elementów skończonych należących do dolnej powierzchni kręgu S1, jak pokazano na rys. 3.1.



Rys. 3.1. Sposób utwierdzania modeli kręgosłupa i klatki piersiowej służących do wyznaczania sztywności

Następnie modelowane układy obciążano siłą przykładaną w środku geometrycznym górnej powierzchni trzonu kręgu Th1. Siłę maksymalną dobrano w taki sposób, aby uzyskana wartość momentu siły, dla całego kręgosłupa, była zbliżona do momentu siły wywieranego w trakcie badań eksperymentalnych przeprowadzonych przez Panjabiego oraz współpracowników [5]. Dlatego też, chcąc zadać analogiczne obciążenia dla całego modelu kręgosłupa z klatką piersiową, wyznaczono moment siły (4.208 Nm) działający w trakcie badań eksperymentalnych na pojedynczy segment ruchowy.

Wartość maksymalna siły użyta w trakcie badań wynosiła 160 N i była przykładana w takim miejscu, że uzyskano ramię 26.3 mm. Dla modelu numerycznego całego kręgosłupa przy znajomości długości odcinka pomiędzy utwierdzeniem dolnego kręgu i punktem przyłożenia obciążeń, które wynosiło 501 mm, możliwe było określenie wartości siły równej 8.4 N.

Ostatecznie modele obciążano siłą, która narastała liniowo w czasie 10 s. Przeprowadzenie takich symulacji pozwoliło na uzyskanie wyników odkształceń dla całego zakresu wymuszeń a jednocześnie nie wymagało powtarzania obliczeń dla tego samego modelu i kierunku obciążenia.

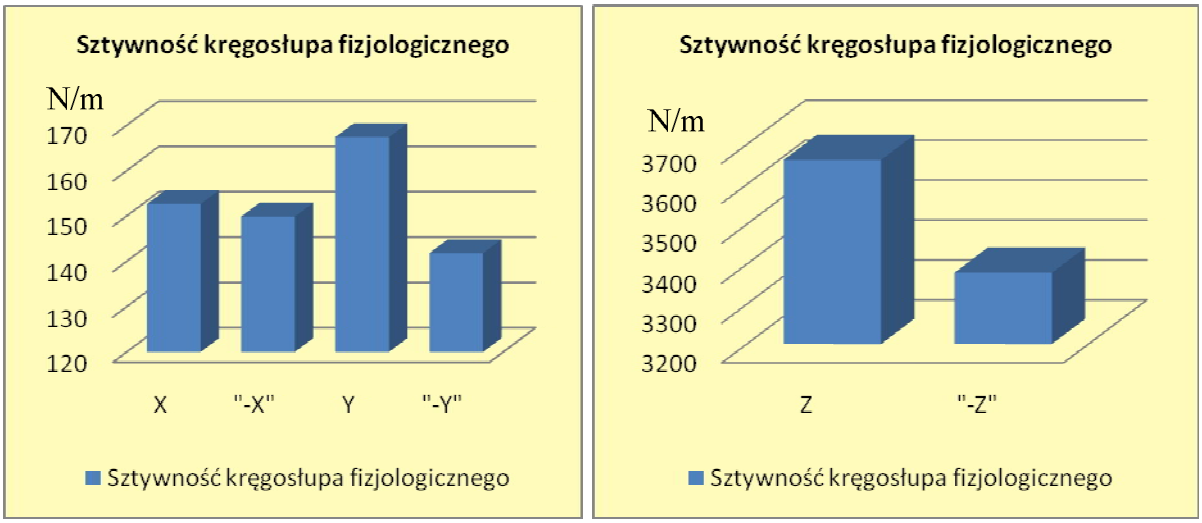
Dla tak sformułowanego zadania uzyskano szereg map odkształceń sumarycznych, odkształceń w kierunkach zgodnych z zadawanym obciążeniem, naprężeń oraz odkształceń głównych. Ze względu na fakt, że analiza sztywności obejmowała trzy modele, a każdy z nich badany był w trzech prostopadłych kierunkach w funkcji czasu (0-10 s), poniżej przedstawiono jedynie część z otrzymanych wyników. Przyjęto, że siła działająca w kierunku x, leży w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej a jej zwrot powoduje zgięcie tułowia w prawo. Siła zadana w kierunku y leży w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej powodując skłon do przodu, natomiast kierunek "z" powstaje z przecięcia płaszczyzny czołowej i strzałkowej a dodatnia siła działająca w tej osi powoduje rozciąganie.

Model kręgosłupa z wprowadzonym implantem, obciążono w sposób analogiczny do poprzednich, jednak w związku z faktem, że implant ten umieszczono w trzonach kręgów zgodnie z techniką odpowiadającą implantacji z dostępu przedniego, w pierwszej kolejności

poddano resekcji najniżej położone żebro po stronie wypukłej skrzywienia oraz usunięto więzadła podłużne przednie pomiędzy stabilizowanymi kręgami.

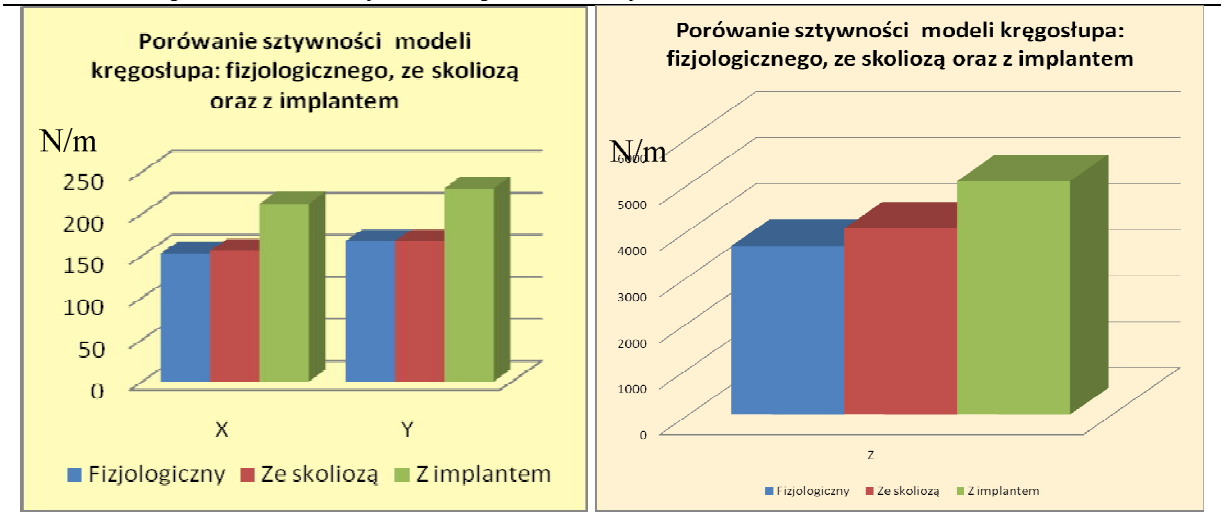
Jak można było oczekiwać odkształcenia dla modelu z wprowadzonym implantem były znacznie mniejsze niż dla poprzednich modeli. Otrzymane wartości dla kierunku "x" były o 27% mniejsze, kierunku "y" 28% natomiast dla siły działającej w osi "z" 21%. Zmiana sztywności w osi z, wynika z usztywnienia trzech krążków międzykręgowych (z siedemnastu, co stanowi 18% wszystkich krążków) objętych spondylodezą. Po implantacji powstanie jednolitego bloku kostnego łączącego sąsiadujące kręgi wynika z wprowadzenia podczas implantacji elementów kostnych pobranych z talerza kości biodrowej, bądź resekowanego żebra. W analizowanym modelu fakt ten został uwzględniony poprzez wprowadzenie pomiędzy sąsiadujące kręgi stabilizowanego odcinka, materiału o własnościach tkanki kostnej. Bezpośredni związek z przedstawionymi zmianami odkształceń analizowanych modeli dla zadawanych obciążeń ma sztywność badanego układu. Sztywność ta rozumiana jest jako stosunek siły działającej na układ do wywołanego przez nią odkształcenia - N/m.

Zgodnie z rys. 3.2, można stwierdzić, że sztywność modelu kręgosłupa fizjologicznego w zależności od zwrotu działania siły jest zbliżona dla kierunku x i -x oraz z i -z. Natomiast w kierunku y oraz -y różnica ta wynosi 18%. Zaskakujący jest fakt, że sztywność w kierunku "z" jest 24-krotnie większa niż w kierunku "x" i "y".



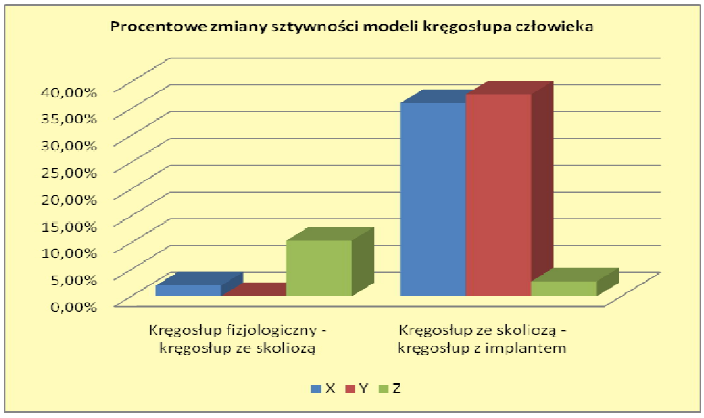
Rys. 3.2. Sztywność kręgosłupa fizjologicznego w osiach x, y i z

W wyniku zestawienia sztywności modeli kręgosłupa: fizjologicznego, ze skoliozą oraz z implantem rys. 3.3, stwierdzono brak istotnych różnic dla sztywności dwóch pierwszych modeli, natomiast wprowadzenie implantu spowodowało znaczne zmniejszenie podatności modelowanego układu.



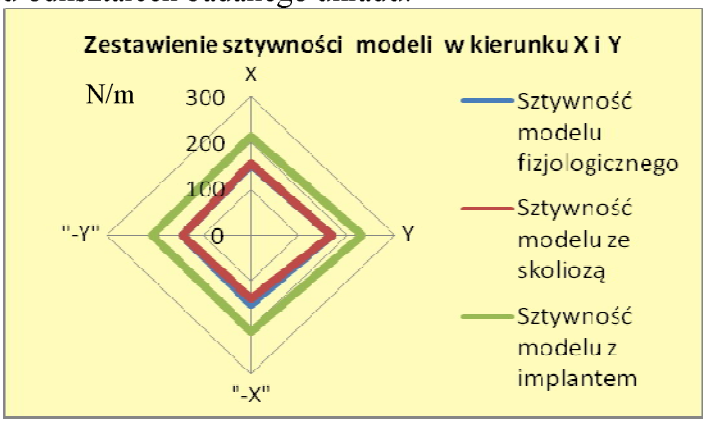
Rys. 3.3. Zestawienie sztywności analizowanych modeli kręgosłupa

Analizując, jaki wpływ na sztywność modelu fizjologicznego ma zmiana jego geometrii polegająca na wprowadzeniu skoliozy, a następnie jaki wpływ wywiera wstawienie implantu na model ze skoliozą, zestawiono uzyskane wyniki i przedstawiono je na rys. 3.4.



Rys. 3.4. Wpływ zmian analizowanych własności układu na jego sztywność

Wpływ kierunku działania siły na wielkość uzyskanego odkształcenia dla poszczególnych modeli przedstawiona została na rys. 3.5. Uzyskany brak symetrii na kierunku y i -y wynika głównie z jednokierunkowego działania więzadeł oraz ze stosunkowo niewielkiego zakresu odkształceń badanego układu.



Rys. 3.5. Rozkład sztywności w kierunkach x i y dla poszczególnych modeli

4. WNIOSKI

Przedstawiona analiza sztywności modelowanych układów stanowi jedną z wielu możliwości wykorzystania opracowanych modeli numerycznych. Model fizjologiczny a w szczególności model z uwzględnioną skoliozą mogą stanowić podstawę dla weryfikacji oraz optymalizacji nowych konstrukji implantów oraz określania najlepszych technik prowadzenia implantacji. Opracowanie modeli na bazie autorskiej metody budowy geometrii struktur ciała człowieka pozwala na wprowadzanie jej zmian lub wprowadzanie nowych elementów wynikających przykładowo z cech osobniczych, typu stosowanego implantu lub metody prowadzenia operacji. Poprzez uwzględnienie w modelu geometrii takich struktur jak łopatki, klatka piersiowa, czy głowa istnieje możliwość zadawania statycznych i dynamicznych obciążeń zewnętrznych pochodzących przykładowo od niesionego w kończynach górnych ciężaru, lub wymuszeń wywołanych uderzeniem.

Jednym z możliwych przykładów wykorzystania opracowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka wraz z klatką piersiową jest symulacja przebiegu operacji wprowadzenia implantu i uzyskania korekcji kąta Cobba w skoliozie.

LITERATURA

[1] Dietrich M., Kędzior K., Borkowski P., Krzesiński G., Skalski K., Zagrajek T.: A nonlinear analysis of the human vertebral column and medical recommendations that follow, Bulletin of the Polish Academy of Sciences, Technical Sciences, Vol. 53, 2005, 179-194.

[2] Głowacki M.: Stopień translacji kręgu szczytowego skoliozy po leczeniu operacyjnym z dostępu przedniego lub tylnego. Biomechanika, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2004, s. 147-150

[3] Mańka I., Tejszerska D.: Modelowanie skrzywień bocznych kręgosłupa. XLII Sympozjon Modelowanie w Mechanice. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Nr. 21, Gliwice 2004.

[4] Mańka I.: Modelowanie i analiza stanu naprężenia w kręgosłupie człowieka przed i po leczeniu operacyjnym skoliozy, Rozprawa doktorska, Politechnika Śląska, Katedra Mechaniki Stosowanej, 2008.

[5] Panjabi M., Brand R., White A.: Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1976, s. 642-65

DETERMINATION AND COMPARISON STIFFNESS OF THREE DIMENSIONAL MODELS OF HUMAN SPINE WITH SCOLIOSIS AFTER AND POST SURGERY

Summary. In this article described numerical model of human spine with CD Horizon Antares implant, which is used during surgery treatment of scoliosis. Additionally this article presents results of numerical analysis obtained from ANSYS program. This results are stress distribution, displacement and stiffness in anatomical spine, spine with scoliosis and spine with implant. Obtained results are necessary on the new implants designing stage and for selecting such their constructional features which allow to minimizing risk of their failure with therapy improvement.

Robert MAŃKOWSKI, **Szymon SŁOMA**, Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Zakładzie Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Katowicach

WPŁYW WIBRACJI NA PARAMETRY STABILOGRAFICZNE POSTAWY STOJĄCEJ APLIKOWANEJ W DWÓCH MIEJSCACH

Streszczenie. Celem pracy było określenie wpływu zakłócenia mechanicznego proprioceptorów, w postaci przyłożonej punktowo wibracji, na parametry stabilograficzne postawy stojącej. Wibracja punktowa aplikowana była na ścięgnach Achillesa i na mięśniach karku. W badaniach wzięło udział 11 osób, które wykonywały pięć kolejno następujących po sobie zadań. Wnioski: nie zaobserwowano statystycznych różnic w odległości przemieszczenia ogólnego środka ciężkości w próbach, aplikowania wibracji na ścięgnach Achillesa i mięśniach karku. Zaobserwowano jednak tendencję zmniejszania się wychylenia w przód.

1. WSTĘP

W ostatnich latach stosowanie wibracji ścięgien, używane było zwykle do wyjaśniania roli wrzecion nerwowo-mięśniowych w kontroli postawy stojącej[9,4,2]. Drgania mechaniczne przyłożone do mięśnia lub ścięgna powodują odruchowe napięcie mięśni, nazywane odruchem skurczowym na wibrację [2].

W ostatnich czasach wzrosło zainteresowanie wpływem i efektami aplikowania wibracji na mięśniach szyi. Mechaniczna wibracja mięśni szyi zaczęła być używana do poprawy diagnostycznej wrażliwości u pacjentów mających zaburzenia układu westybularnego [5]. Wibracja mięśni mięśni karku powoduje wrażenie przesunięcia i ruchu głowy [8]. Przeprowadzono badania nad efektami aplikowanej wibracji na mięśniach karku u 10 zdrowych osób. Zaobserwowano wolne i łagodne przesunięcie osi ciała związane z doświadczeniem pochylenia w przód podczas wibracji mięśni karku [7]. Przeciwna reakcja występuje w przypadku aplikowanej wibracji na kończynach dolnych gdzie, obserwowane jest odruchowe wychylenie ciała w kierunku zadanego zakłócenia[4]. Inni autorzy potwierdzają, iż podczas aplikacji zakłócenia w postaci wibracji na mięśnie karku następuje odruchowe pochylenie ciała w przód [1]. Rezultaty aplikowanej wibracji mogą być powodowane przez aferentną aktywację mięśni.

2. CEL, PYTANIA, HIPOTEZY ROBOCZE

Celem pracy było sprawdzenie, jak wibracja punktowa przyłożona bilateralnie w na ścięgnach Achillesa i mięśniach karku, wpływa na parametry stabilograficzne podczas zadania statycznego. Cel pracy dał podstawę do zadania pytania :

Czy zastosowana częstotliwość przyłożonej wibracji w dwóch poszczególnych miejscach była wystarczająca, aby wywołać zmiany w parametrach posturograficznych?

Zgodnie z przyjętym pytaniem badawczym postawiono następujące hipotezy robocze:

- Czy wibracja przyłożona punktowo do ścięgien Achillesa i mięśni karku powoduje zmiany w parametrach posturograficznych stania swobodnego.
- Czy wibracja o danych parametrach i przyłożona w poszczególnych miejscach będzie zwiększać przemieszczenie ogólnego środka ciężkości podczas wychylania ciała.
- Czy efekt jednoczesnej stymulacji ścięgien Achillesa i mięśni karku powoduje odmienne efekty, niż stymulacja poszczególnych miejsc osobno.

3. MATERIAŁ I METODY

W badaniach uczestniczyło 11 osób o przeciętnej aktywności fizycznej będących studentami Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach i nie skarżących się na dolegliwości związane z narządem ruchu. Przed przystąpieniem do próby, badani zostali poinformowani o istocie pomiaru i zapewnieni o tym, że nie zostaną użyte w stosunku do nich elementy badania, o których nie zostali poinformowani.

Do badań zastosowano urządzenia własnej konstrukcji wykorzystanych w poprzednim projekcie na temat: „Wpływ wibracji punktowej na parametry stabilograficzne postawy stojącej*"(Mańkowski, Koźlik)*. Jako ciała drgającego użyto silnika na prąd stały z umieszczonym poza osiowo ciężarkiem. Skonstruowane urządzenie charakteryzowało się częstotliwością 100 ± 15 Hz. Cały silnik wraz z okablowaniem został umieszczony w plastikowej tubie, która od wewnątrz została zalana klejem epoksydowym. Użycie wypełniacza w postaci kleju dało pewność, że drgania będą przenoszone na całą konstrukcję. Rycina 1 przedstawia urządzenia zaaplikowane na określonych punktach na ciele.

Rys. 1. Zaaplikowane urządzenia wykorzystane w eksperymencie

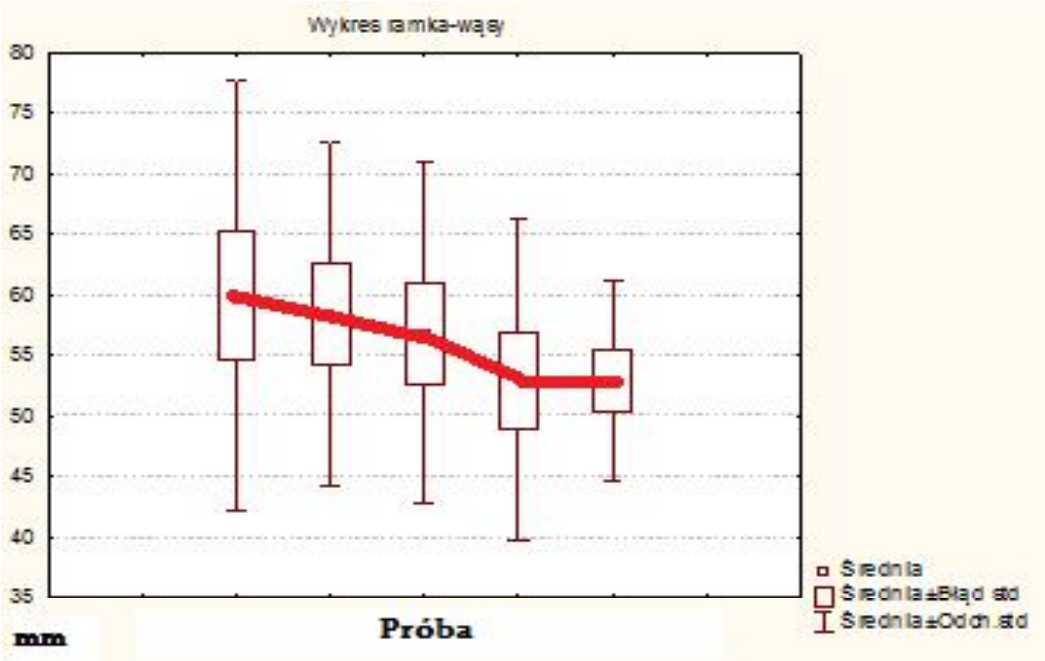
Skonstruowano 6 urządzeń, które za pomocą elastycznych staz były mocowane do ścięgien Achillesa i przyklejane za pomocą plastra w okolicy mięśni karku. Stymulacja wibracją odbywała się obustronnie. Badany przed wykonywaniem zadania statycznego, ustawiał się na platformie stabilograficznej w dogodnym dla niego rozstawie stóp. Sekwencja pierwszych dwóch zadań trwających po 60s polegała na 30-sekundowym staniu swobodnym bez włączonej wibracji i 30-sekundowym staniu swobodnym z włączoną wibracją. W Pierwszej próbie na ścięgnach Achillesa, a następnie na mięśniach karku w drugiej próbie. Następnie badany wykonywał 60-sekundową próbę złożoną z pięciu sekwencji trwających 10 sekund: stanie swobodne, wychylenie w przód, stanie swobodne, wychylenie w tył i stanie swobodne przez pozostały czas do końca próby. Pierwsza 60-sekundowa próba wykonywana była bez wibracji, druga i trzecia z zaaplikowaną wibracją na ścięgnach Achillesa. Podczas czwartej i piątej próby stymulowane były okolice ścięgien Achillesa i karku. Pomiędzy drugą i trzecią, trzecią i czwartą, czwartą i piątą 60-sekundową próbą wykonywane były przerwy 5-minutowe. Przykładowy zapisy próby przedstawia rycina 2.

Rys. 3. Przykładowy zapis próby

Położenie wypadkowej siły reakcji podłoża (COP *ang. center of pressure*) w płaszczyźnie strzałkowej rejestrowano za pomocą platformy dynamograficznej firmy Kistler. Dla każdego eksperymentu rejestrowano klasyczne parametry amplitudowe stabilogramu – odchylenie standardowe od średniego położenia COP. Analizowano wartości średnie ze wszystkich pozycji. Do obróbki statystycznej posłużono się pakietem Statistica. Dla każdej uzyskanej wartości został przeprowadzony test kolejności par Wilcoxona. Zarówno podczas prób z wibracją i bez działania urządzeń, sprzęt wibracyjny przez cały czas był zamontowany w tych samych miejscach na ciele, w celu stworzenia tych samych warunków wynikających z ucisku przez stazy.

4. WYNIKI

Wyniki badania wskazują, że wibracja o określonej częstotliwości i amplitudzie nie wywoływała istotnie statystycznych różnic podczas stania swobodnego z wibracją. Nie zaobserwowano również istotnych statystycznie różnic w maksymalnym wychyleniu w przód. Jednakże zauważona została tendencja zmniejszania się wychylenia w przód w kolejnych próbach, co przedstawia wykres 1.



Wykres 1. Przesunięcie OSC (mm) podczas wychylenie ciała w przód

Z wykresu wynika, iż podczas trzech pierwszych prób wychylenie w przód malało liniowo. Po włączeniu wibracji na mięśniach karku można zaobserwować hamowanie zmniejszania się wychylenia w przód. Ostatnia próba pokazuje, że wychylenie w przód nie zmieniło swojej wartości.

5. WNIOSKI

- Wibracja przyłożona punktowo do ścięgien Achillesa i mięśni karku nie powoduje zmiany w parametrach posturo graficznych stania swobodnego
- Wibracja o danych parametrach i przyłożona w poszczególnych miejscach zmniejsza wielkość wychylenia w przód
- Podczas działania wibracji przyłożonej na ścięgnach Achillesa wychylenie w przód malało liniowo, w momencie kiedy włączono dodatkowo wibrację mięśni karku zauważono hamowanie zmniejszania wielkości wychylenia w przód.

6. DYSKUSJA

Otrzymane wyniki nie przedstawiają jasnego rezultatu aplikowanej wibracji w danych miejscach. Ze źródeł literaturowych wiadomo, iż odrębnie stosowana wibracja kończyn dolnych powoduje zwiększenie wychylenia ciała w kierunku aplikowanego zakłócenia[4], a wibracja działająca na mięśnie karku powoduje zwiększenie wychylenia ciała w kierunku przeciwnym do przyłożonego zakłócenia [8]. Oznacza to, iż wibracja przyłożona w tych miejscach powinna działać antagonistycznie. Efekty aplikowania zakłócenia w postaci wibracji na mięśniach karku jest interesujące, ponieważ badania mówią, iż na przykład zmiana pozycji głowy może mieć wpływ na wychylenie ciała podczas aplikowanej wibracji na mięśniach podudzia[5].Otrzymane wyniki sugerują, iż można dostrzec antagonistyczny wpływ wibracji aplikowanych zakłóceń, co obserwowane jest przez zahamowanie spadku wielkości wychylenia w przód w momencie włączenia wibracji mięśni karku. Skłania to do prowadzenia dalszych badań nad związkiem działania wibracji w miejscach na ciele powodującej przeciwne efekty, ale także zbadania wpływu terapeutycznego działającej wibracji.

LITERATURA

[1] Corneil BD, Andersen R:Dorsal Neck Muscle Vibration Induces Upward Shifts in the Endpoints of Memory-Guided Saccades in Monkeys. *J Neurophysiol* 92: 553–566, 2004.

[2] Čapickowa N, Rocchi L, Hlavacka F, Chiari L, Cappello A: Human Postural Response to Lower Leg Muscle Vibration of Different Duration.Physiol. Res. 55 (Suppl. 1): s.129-S134, 2006

[3] Cardinale M, Erskine JA: Wpływ wibracji na zdolności motoryczne i sprawność funkcjonalną mięśni człowieka: obecne poglądy i kierunki przyszłych badań. „Sport Wyczynowy"2004, nr5-6/ s.473-474

[4] Dzurkova O, Hlavacka F: Velocity of Body Lean Evoked by Leg Muscle Vibration Potentiate the Effects of Vestibular Stimulation on Posture.Physiol. Res. 56: s. 829-832, 2007

[5] Ledin T, Hafström A, Fransson PA, Magnusson M.: Influence of neck proprioception on vibration-induced postural sway.Acta Otolaryngol. 2003 Jun;123(5):594-9.

[6] Lekhel H, Popov K, Anastasopoulos D, Bronstein A, Bhatia K, Marsden CD, M Gresty: Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic torticollis. *Brain* (1997), **120,** 583–591

[7] Rossi A, Rossi B, Santarcangelo E: Influences of neck vibration on lower limb extensor muscles in man. Arch Ital Biol. 1985 Nov;123(4):241-53.

[8] Taylor JL, McCloskey DI :Illusions of head and visual target displacement induced by vibration of neck muscles.Brain. 1991 Apr;114 (Pt 2):755-9.

[9] Wierzbicka MM, Gilhodes JC, Roll JP: Vibration-induced postural posteffects. J Neurophysiol 79:143-150, 1998

INFLUENCE OF THE VIBRATION ON STABILOGRAPHIC PARAMETERS APPLIED ON THE TWO POINTS OF THE BODY

Summary. The aim of studies was to definite an influence of mechanical disruption on stabilographic parameters. Point vibration was applied on Achilles tendons and posterior neck muscles.Eleven students have been participated in the experiment. Everyone examined person did 5 static tasks: upright position, forward body sway, upright position, backward body sway and upright position). Those tasks were preceded by 2 freestanding tasks (60 sec each). Conclusion: There were no statistic differences in a freestanding position and a forward body sway. In research has been noticed the decreasing tendency of forward body sway with every next task.

Robert MICHNIK, **Jacek JURKOJĆ** Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Lechosław B. DWORAK, Joanna GORWA Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu

ANALIZA KINEMATYKI WYBRANYCH RUCHÓW W TAŃCU KLASYCZNYM I WSPÓŁCZESNYM

Streszczenie. W ramach pracy przeprowadzono badania doświadczalne ruchów wykonywanych podczas ewolucji tanecznych przez tancerzy klasycznych oraz współczesnych. W trakcie badań rejestrowano przebiegi sił reakcji podłoża oraz wyznaczono kinematykę ruchów kończyny dolnej. Badania zrealizowano przy pomocy systemu do analizy ruchu APAS. Ruchy wykonywane przez tancerzy rejestrowane były przez zestaw czterech kamer cyfrowych firmy Basler. Siły reakcji podłoża wyznaczono za pomocą platformy dynamometrycznej firmy Kistler.

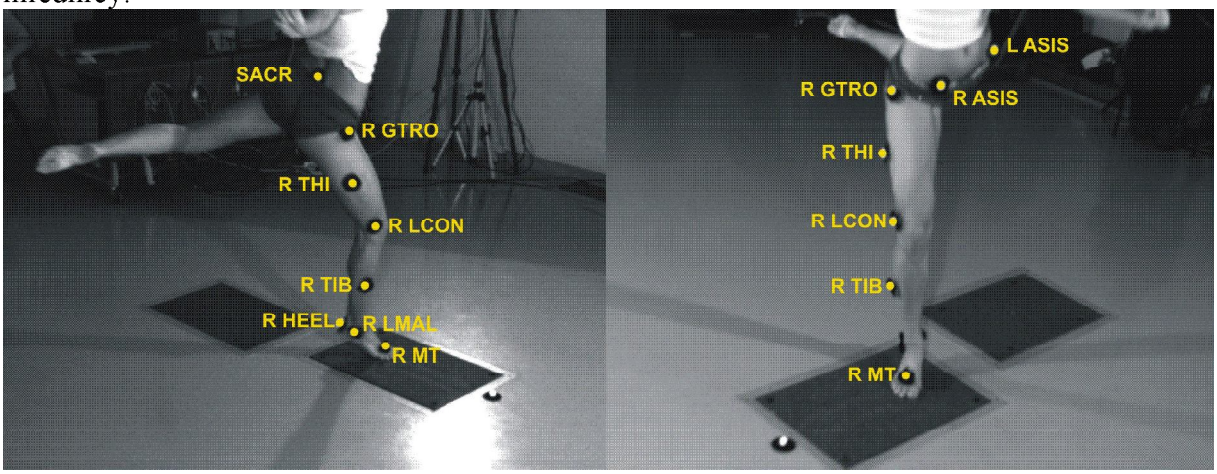
1. WSTĘP

Badania Nicholasa i współaut. [8] już na początku lat siedemdziesiątych ubiegłego stulecia ujawniły zaskakujące fakty o skali obciążeń występujących w tańcu zawodowym. Według tego autora, obok footballu amerykańskiego, taniec zawodowy znajduje się w czołówce listy aktywności fizycznych najbardziej wymagających i obciążających ciało.
Jak podają Luke i współaut. [6], Solomon i współaut.[11], [12], Liederbach w: Brownstein i Bronner [5], największy procent urazów występujących w środowisku zawodowych tancerzy, stanowią urazy przewlekłe takie jak: stany zapalne tkanek miękkich, urazy z przeciążenia, naciągnięcia i naderwania mięśni. Najmniejszy odsetek wszystkich kontuzji stanowią złamania. Różni autorzy donoszą o różnym umiejscowieniu i procentowym udziale urazów Micheli [7], Brown i Kaufer [1], DeMann [2]; Solomon [10], Świderska [13], Gorwa [4]. Niemniej jednak staw skokowy, stopa, kręgosłup, staw biodrowy i kolanowy to najczęściej wymieniane rejony ciała.
Niezaprzeczalnie skoki baletowe, których składowa pionowa siły reakcji podłoża przekracza kilkakrotnie wartość BW [3], [4]; to najbardziej „urazogenne" elementy tańca. Jak twierdzi Rutkowska-Kucharska i współaut. [9], poprawna technika jest czynnikiem istotnie zmniejszającym ryzyko kontuzji, a stopień opanowania nawyku ruchowego, a więc poprawność wykonania danej techniki sportowej decyduje o wartościach sił rejestrowanych w fazie lądowania.
Autorzy niniejszej pracy zasugerowani wynikami kompleksowych badań w środowisku tancerzy zawodowych [4], ocenili wielkości kinematyczne w dwu ekspresyjnych elementach tańca: klasycznego i współczesnego.

2. METODYKA BADAŃ

Badania na potrzeby niniejszej pracy przeprowadzono w Laboratorium Biomechaniki, Katedry Biomechaniki, Akademii Wychowania Fizycznego w Poznaniu. W badaniach wzięły udział cztery osoby uprawiające taniec klasyczny (kobieta i mężczyzna) lub współczesny zawodowo (kobieta i mężczyzna). Każda z badanych osób wykonywała pięć różnych ewolucji tanecznych. W trakcie pomiarów doświadczalnych wyznaczano wielkości kinematyczne oraz przebiegi sił reakcji podłoża. Wielkości kinematyczne wyznaczono za pomocą systemu do analizy ruchu APAS, siły reakcji podłoża mierzono za pomocą platform dynamometrycznych firmy Kistler.

Ruch badanych osób rejestrowany był za pomocą czterech kamer cyfrowych firmy Basler o częstotliwości próbkowania wynoszącej 200 Hz. Zarejestrowany przez kamery obraz przesyłany był do komputera, gdzie za pomocą programu APAS dokonano obróbki filmów i wyznaczono położenia markerów rozmieszczonych na ciele badanych tancerzy. Jednocześnie dokonywano rejestracji sił reakcji podłoża podczas fazy lądowania. Ze względu na dużą obszerność wykonywanych ewolucji tanecznych kamery zostały rozstawione w taki sposób, aby możliwe było dokładne wyznaczenie kinematyki miednicy oraz kończyny dolnej prawej w trakcie fazy lądowania. Przyjęta liczba markerów oraz ich rozmieszczenie (rys. 2), pozwoliły na wyznaczenie położeń środków stawów kończyny dolnej, a następnie względnych przemieszczeń kątowych poszczególnych segmentów kończyny dolnej oraz miednicy.



Rys. 1. Rozmieszczenie markerów: R MT – głowa kości śródstopia drugiego palca prawej kończyny, R HEEL – guz piętowy kończyny prawej, R LMAL – środek kostki bocznej prawej kończyny, R TIB – prawe podudzie, R LCON – nadkłykieć boczny lewej kości udowej, R THI – prawe udo, R GTRO – krętarz większy prawej kości udowej, L ASIS – lewy kolec biodrowy przedni, R ASIS – prawy kolec biodrowy przedni, SACR – L_5S_1

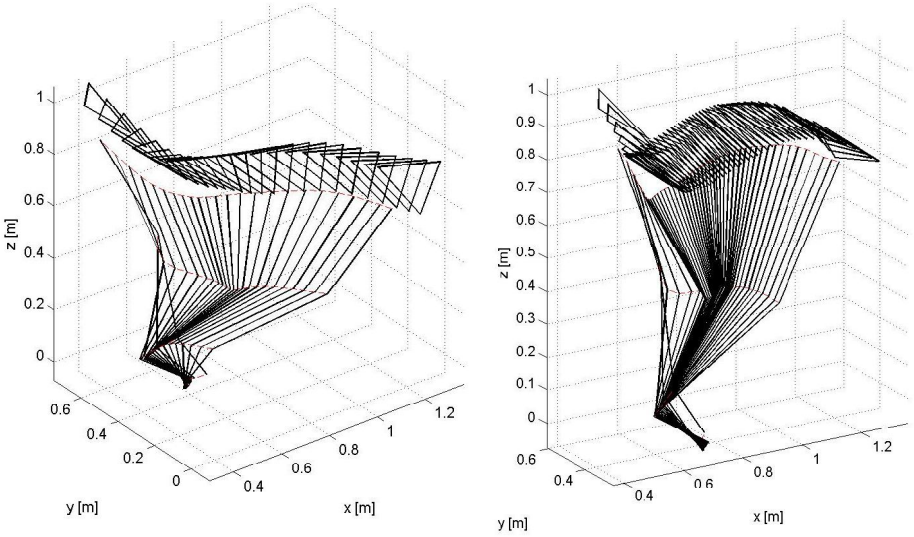
3. WYNIKI

Na podstawie uzyskanych wyników pomiarów możliwa jest ocena wykonywanych przez tancerzy ewolucji w oparciu o przebiegi sił reakcji podłoża oraz przebiegi kątów w stawach kończyny dolnej. W ramach niniejszej pracy do analizy wybrano ewolucję *„Grand pas de chat”* wykonywaną przez tancerzy klasycznych oraz *„Sfastykę z podejścia assamble w pozycji V skok do pozycji IV”* wykonywaną przez tancerzy współczesnych. Wybór powyżej wymienionych ewolucji wynikał z faktu, że we wcześniejszych badaniach [4] te dwa ekspresyjne elementy, charakterystyczne dla poszczególnych typów tańca, wykazywały dużą traumatogenność. Na kolejnych wykresach (rys. 2-7) przedstawiono wyniki pomiarów

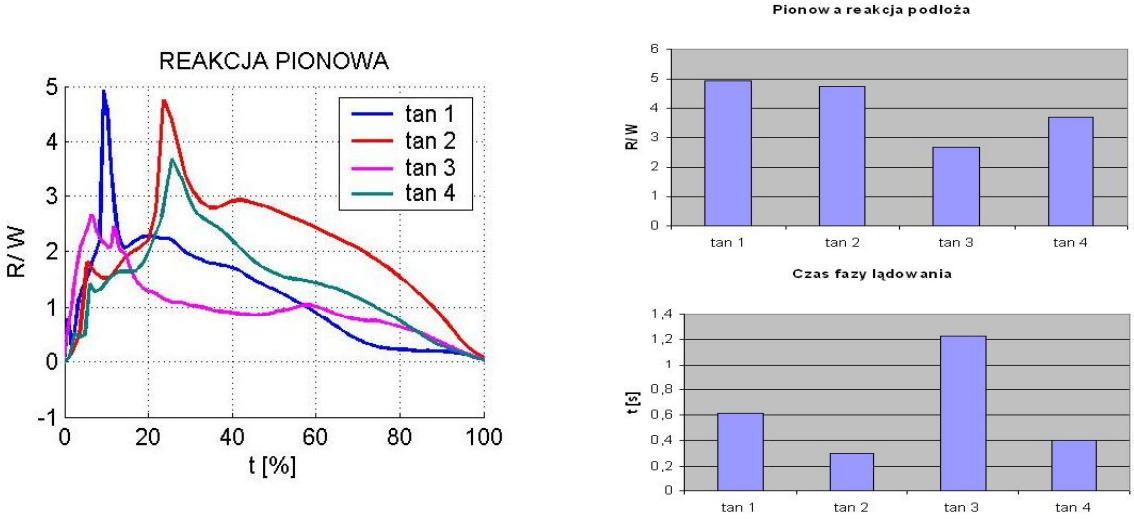
doświadczalnych wyznaczone dla tancerzy klasycznych (oznaczenia na wykresach *tan 3* – kobieta, *tan 2* - mężczyzna) oraz dla tancerzy współczesnych (oznaczenia na wykresach *tan 3* – kobieta, *tan 4* - mężczyzna). Na rys. 2 przedstawiono trajektorie środków stawów oraz kolejne położenia elementów kończyny dolnej wyznaczone w trakcie badań. Analizując przebiegi sił reakcji podłoża można zauważyć, że tancerze klasyczni generują większe wartości sił reakcji podłoża (odpowiednio 4,92BW – kobieta i 4, 75BW - mężczyzna) niż tancerze współcześni (2,65BWmężczyzna i 3,7BW mężczyzna). Na uwagę zasługuje również fakt, że czas fazy lądowania w przypadku ewolucji klasycznych był krótszy niż w tańcu współczesnym. Podyktowane jest to odmienną dla obu stylów tańca techniką. W stylu klasycznym duży nacisk położony jest na estetykę, precyzję i wysokość, w „modern" niezmiernie ważna jest odległość i pokonywanie przestrzeni.

Na rys. 4-7 przedstawiono przebiegi kątów wyznaczonych dla badanych tancerzy. Analizując wyznaczone przebiegi kątów stawowych w płaszczyźnie strzałkowej można stwierdzić, że mają one podobny przebieg., natomiast różnią się zakresem ruchu. Odnosi się to zwłaszcza do kąta w stawie biodrowym (rys. 4) , dla którego zakres ruchu w stawie biodrowym tancerzy klasycznych (odpowiednio 76o - kobieta, 62o – mężczyzna) jest znacznie większy niż dla tancerzy współczesnych. W przypadku stawu kolanowego (rys. 5), zakres ruchu dla wszystkich badanych jest niemal identyczny i wynosi 32o (za wyjątkiem tan2, dla którego wyznaczono wartość 23o). Największy zakres ruchu w stawie skokowym (rys. 6) w płaszczyźnie strzałkowej wyznaczono dla tancerki klasycznej i wynosił on 87o. Dla pozostałych badanych kąt ten był zbliżony i wynosił 60o dla tancerzy współczesnych (zarówno mężczyzny i kobiety))oraz 52o dla tancerza klasycznego.

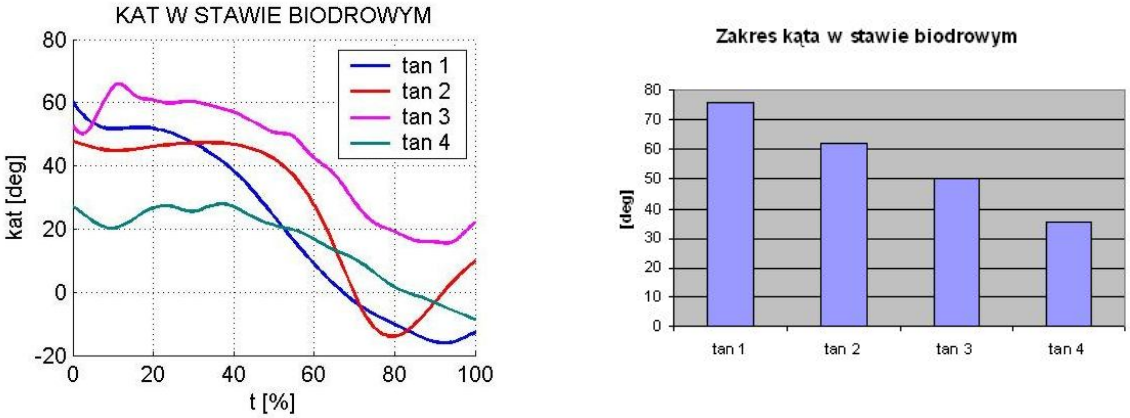
a) b)



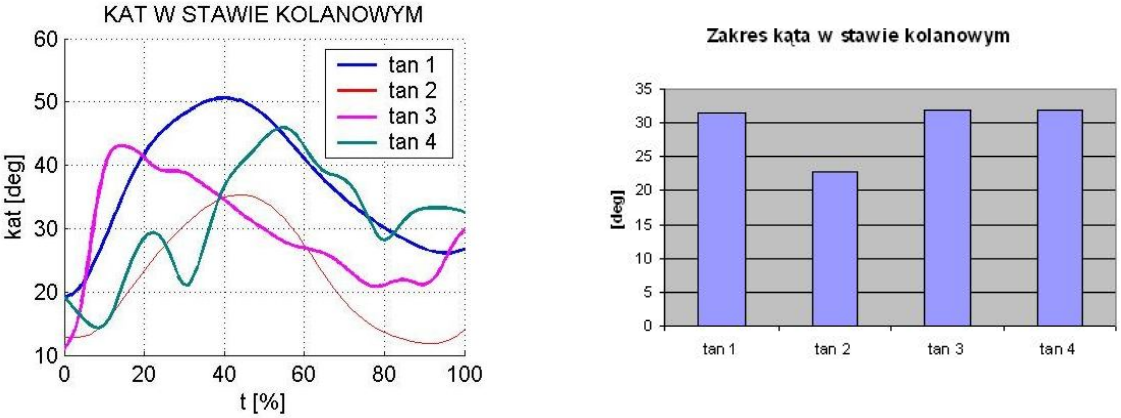
Rys. 2. Trajektorie środków stawów oraz kolejne położenia elementów kończyny dolnej w trakcie lądowania podczas wykonywania elementu a) Grand pas de chat oraz b) Sfastykę z podejścia assamble w pozycji V skok do pozycji IV. Obydwie przedstawione ewolucje wykonywane były przez tancerki



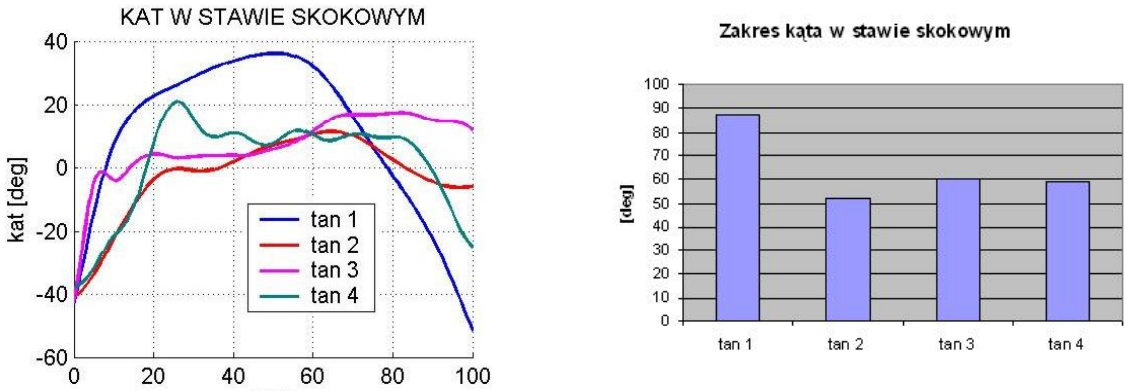
Rys. 3. Przebiegi składowej pionowej wyznaczone dla kolejnych tancerzy oraz porównanie maksymalnych wartości składowej pionowej reakcji podłoża i czasu trwania fazy lądowania



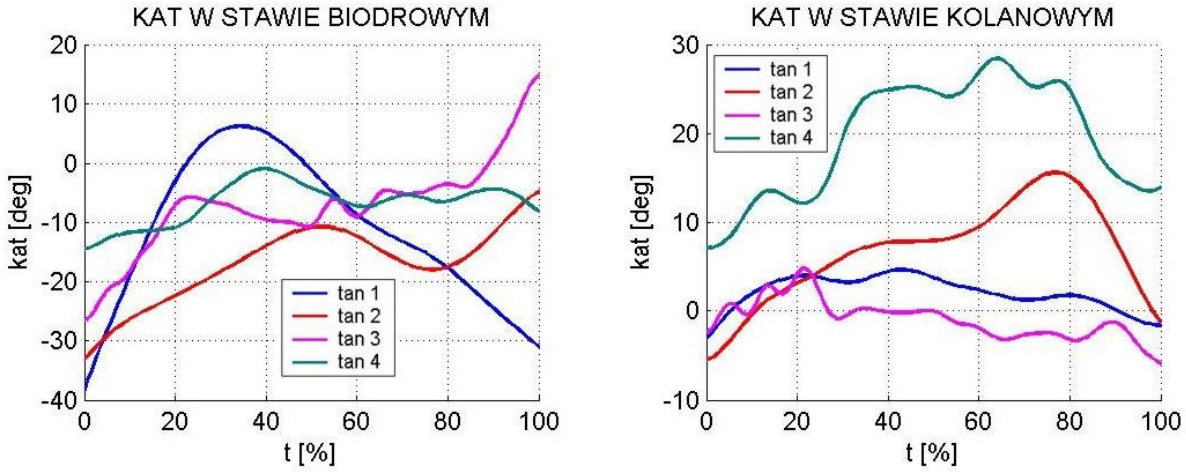
Rys. 4. Przebiegi kąta w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej



Rys. 5. Przebiegi kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej



Rys. 6. Przebiegi kąta w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej



Rys. 7. Przebiegi kątów w stawie biodrowym oraz kolanowym w płaszczyźnie czołowej

4. PODSUMOWANIE

Przedstawiona w pracy metodyka badań doświadczalnych pozwala na jednoczesne wyznaczenie kinematyki ruchów wykonywanych przez tancerzy oraz sił reakcji podłoża. Pozwala to na analizę wpływu techniki wykonywanych ruchów na wartości obciążeń zewnętrznych (sił reakcji podłoża). Uzyskane w ramach pracy wyniki mogą być wykorzystane podczas doskonalenia i nauczania wykonywania ewolucji tanecznych. Zajęcia treningowe przeprowadzone w laboratorium biomechanicznym, przy udziale nauczycieli tańca mogłoby stanowić bazę dla modelu prewencji urazów i przeciążeń fizycznych dla tej grupy zawodowej

W kolejnych etapach badań, wyniki pomiarów doświadczalnych zostaną wykorzystane do wyznaczenia obciążeń przenoszonych przez układ szkieletowo -mięśniowy podczas wykonywania ewolucji tanecznych. W tym celu zostanie opracowany model matematyczny ruchu kończyn dolnych pozwalający na identyfikację sił generowanych przez mięśnie oraz sił przenoszonych przez powierzchnie stawowe. Uzyskane w ten sposób wielkości uzupełnią wyniki pomiarów doświadczalnych.

LITERATURA

[1] Brown T., Kaufer H. (1971) Mechanical function of the patella. Journal of Bone Joint Surgery, 53A, 1551-1560.
[2] DeMann L. (1997) Sacroiliac dysfunction in dancers with low back pain. Manual Therapy, 2(1), 2-10.
[3] Dworak L.B., Gorwa J., Kmiecik K., Mączyński J. (2005) A study characterizing dynamic overloads of professional dancers. Biomechanical approach. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 7(1), 77-84.
[4] Gorwa J.(2008) Przeciążenia dynamiczne oraz biomechaniczny profil u tancerzy uprawiających taniec klasyczny i współczesny. Rozprawa doktorska
[5] Liederbach M. (1984) Movement and function in dance. In Brownstein B., Bronner S. Evaluation, treatment and outcomes in orthopedic and sports physical, 8, 253- 310.
[6] Luke A., Kinney S., Dhemecourt P., Baum J., Owen M., Micheli L. (2000), Determinants of injuries in young dancers. Medical Problems of Performing Artists, 8, 105-112.
[7] Micheli L. (1983) Back injuries in dancers. Clinical Journal of Sports Medicine, 2(3), 473-484.
[8] Nicholas J. (1975) Risk factors, sports medicine and the orthopedic system. Journal of Sports Medicine, 3, 243-258.
[9] Rutkowska- Kucharska A., Bober T., Serafin R. (2004) Obciążenie układu ruchu w sporcie. W Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Część III Biomechanika Sportu. Analiza biomechaniczna obciążeń w sporcie, 631- 648.
[10] Solomon R., Micheli L.J. (1986) Technique as a consideration in treating modern dance injuries. Physician and Sportsmedicine, 14(8), 83-92.
[11] Solomon R., Micheli L.J., Solomon J. (1995) The „cost" of injuries in a professional ballet company. Medical Problems of Performing Artists, 10, 3-10.
[12] Solomon R., Micheli L.J., Solomon J., Kelley T. (1996) The „cost" of injuries in a professional ballet company. A three year perspective. Medical Problems of Performing Artists, 9, 67- 74.
[13] Świderska K. (1995) Zdrowie tancerzy, Akademia Muzyczna Warszawa.

ANALYSIS OF KINEMATICS OF SELECTED MOVEMENTS OF CLASSICAL AND MODERN DANCE

Summary. Experimental research of movements during dance evolutions by classical and modern dancers were conducted in the frame of work. Courses of ground reaction forces and kinematics of lower limb movements were determined. Investigation were realised with the used of motion analysis system APAS. Movements of dancers were recorded by set of four digital Basler cameras. Measurements of ground reactions forces were determined by Kistler platform.

Robert MICHNIK, Edyta SACHA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA KINEMATYKI RUCHU KCIUKA PODCZAS PISANIA KRÓTKICH WIADOMOŚCI TEKSTOWYCH (SMS)

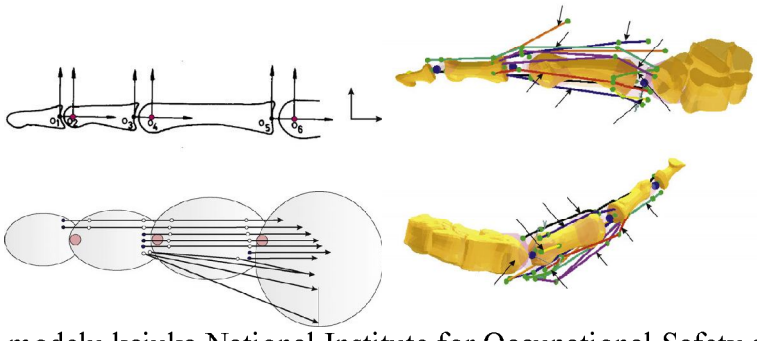
Streszczenie. W artykule przedstawiono metodologię badania kinematyki ruchu kciuka w czasie pisania wiadomości tekstowych sms, z użyciem wybranego modelu telefonu komórkowego. Do badań wykorzystano optoelektroniczny system APAS do trójwymiarowej analizy ruchu, natomiast do porównania otrzymanych wyników wykorzystano autorski program, napisany w środowisku Matlab™.

1. WSTĘP

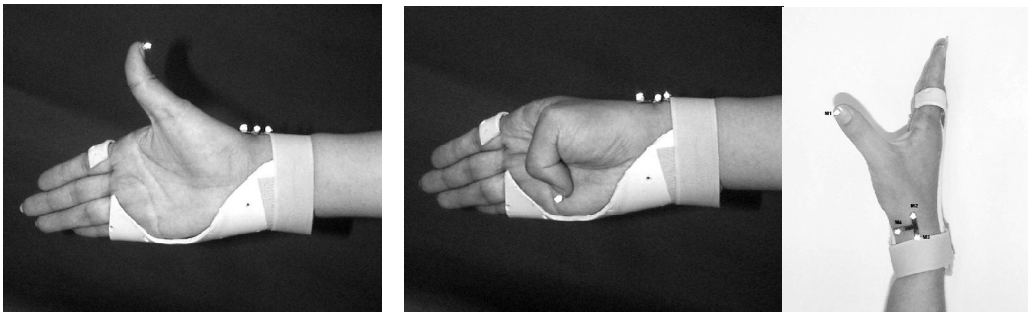
Ręka człowieka odpowiada za manipulację, a więc za wiele podstawowych czynności życia codziennego. Przeciwstawny kciuk umożliwia wykonywanie większości chwytów, gestów i innych czynności, jak np. gra na instrumentach, czy pisanie wiadomości tekstowych z użyciem klawiatury komputera bądź telefonu komórkowego. Modele biomechaniczne kciuka pozwalą przede wszystkim określić kinematykę ruchu palca, kąty pomiędzy paliczkami, a jeśliby uwzględnić działające mięśnie, to również obciążenia stawów międzypaliczkowych oraz pośrednio stawów nadgarstka.

Analizę ruchu dłoni oraz kciuka prowadzano w niektórych ośrodkach naukowych. Oprócz kinematyki ruchu, badana jest także aktywność mięśni. Przykładowo w *National Institute for Occupational Safety and Health* (Morgantown, USA) modelowano wartości sił mięśniowych kciuka oraz zakres ruchu przy pomocy oprogramowania Anybody (Aalborg, Dania) [2]. W modelu tym uwzględniono zarówno paliczki kciuka, jak i dziewięć mięśni oraz stawy międzypaliczkowe (Rys. 1).

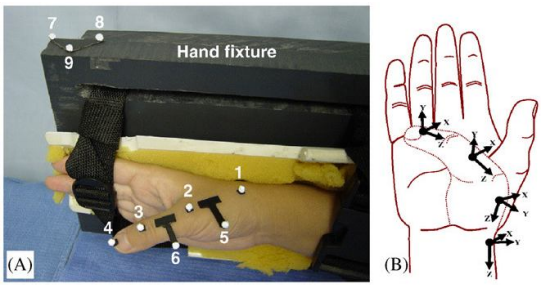
W *National Cheng Kung University* (Tainan, Tajwan), a także w *University of Pittsburgh* (USA) wykonano pomiary zakresów ruchu kciuka (czynnego i biernego) z użyciem kamer video. [1, 5], (Rys.2, 3). Ponadto prowadzone są badania ruchów chwytnych palców oraz koordynacji i współpracy ruchowej kciuka i pozostałych palców (*University of Illinois, National Cheng Kung University* [3, 4].



Rys. 1. Schemat modelu kciuka National Institute for Occupational Safety and Health [2]



Rys. 2. Rozmieszczenie markerów w badaniach zakresu ruchu kciuka w National Cheng Kung University [1]



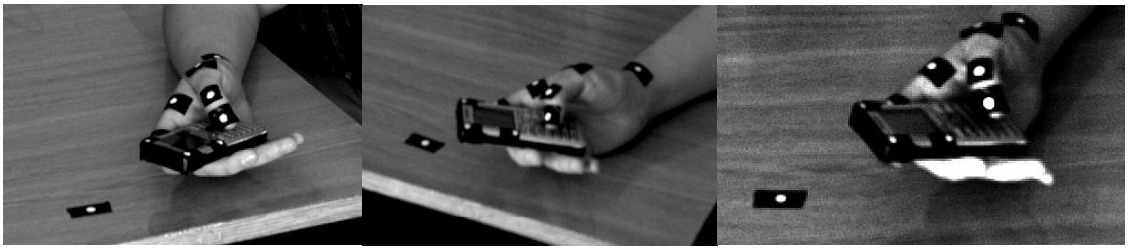
Rys. 3. Rozmieszczenia markerów i ułożenie dłoni w badaniach zakresu ruchu kciuka przeprowadzonych w University of Pittsburgh [5]

Celem przeprowadzonych w ramach pracy badań była analiza kinematyki ruchu kciuka w czasie pisania krótkich wiadomości tekstowych na wybranym modelu telefonu komórkowego. Badania pilotażowe przeprowadzono na jednej osobie, z wykorzystaniem systemu optoelektronicznego APAS do rejestracji ruchu oraz programu Matlab™, w którym przeprowadzono analizę uzyskanych wyników.

2. METODOLOGIA BADAŃ

Zadaniem osoby badanej było napisanie krótkiego tekstu, przy wykorzystaniu klawiatury telefonu komo. Do pomiaru przemieszczeń kciuka oraz telefonu wykorzystano system APAS, składający się z trzech kamer cyfrowych, zestawu znaczników ruchu, kostki sześciennej służącej do kalibracji układu oraz komputera z oprogramowaniem.

Na kciuk oraz w narożnikach wyświetlacza telefonu zostały naklejone znaczniki ruchu (Rys. 4). Markerami zostały oznaczone charakterystyczne punkty, mianowicie: czubek palca, staw między paliczkiem bliższym i dalszym, staw pomiędzy paliczkiem bliższym a I kością śródręcza, wyrostek rylcowaty kości łokciowej oraz staw pomiędzy paliczkiem bliższym palca wskazującego i II kością śródręcza (Rys. 4). Ruch rejestrowano z częstotliwością 70 klatek na sekundę. Przed rejestracją ruchu należało zdefiniować globalny układ współrzędnych, związany z kostką o znanych wymiarach, natomiast do celów porównawczych niektóre wielkości mierzono względem lokalnego układu współrzędnych, związanego z płaszczyzną klawiatury telefonu.



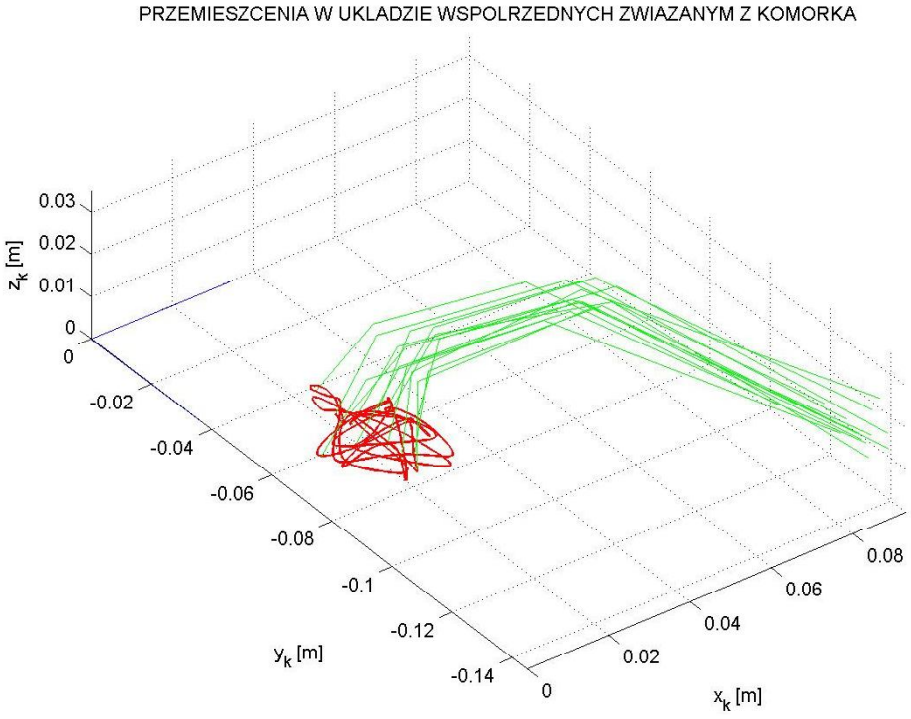
Rys. 4. Schemat naklejenia markerów na kciuk i telefon osoby badanej

2.1 Analiza wyników pomiarów

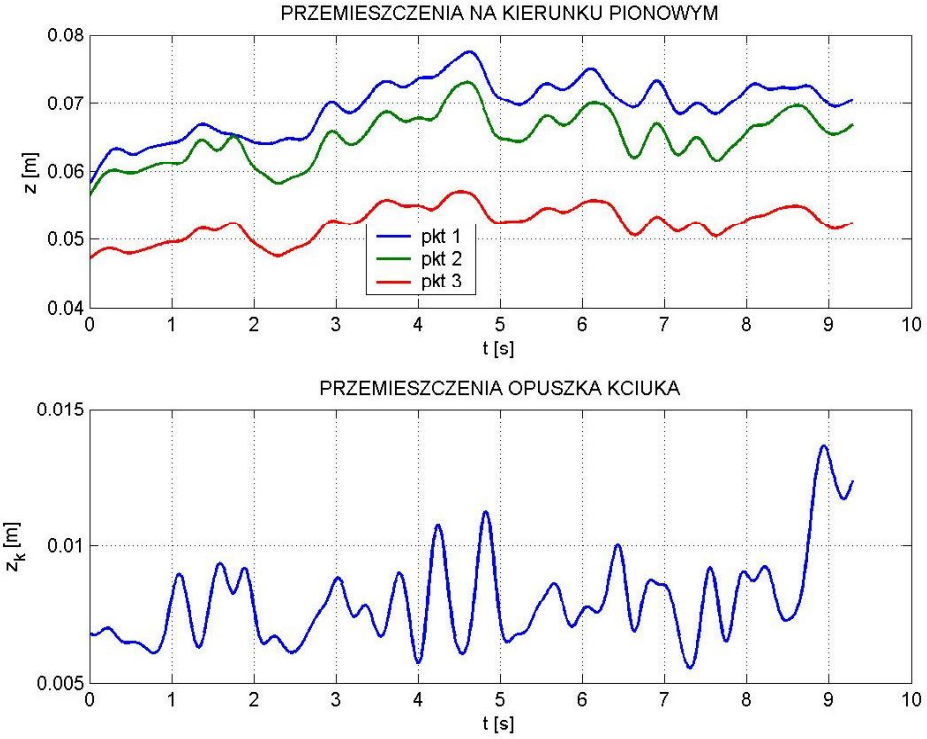
W wyniku badań otrzymano trajektorię ruchu kciuka w trakcie pisania tekstu: ***„Będę później, na razie!”*** (tekst wpisywano używając platformy T9). Po wprowadzeniu danych do programu MATLAB™ możliwe było także uzyskanie przemieszczeń kciuka względem lokalnego układu współrzędnych, związanego z klawiaturą telefonu oraz względem globalnego układu współrzędnych. Pośrednio obliczono również kąty pomiędzy paliczkami. Wyniki przedstawiono na poniższych wykresach.

Rys. 5. Trajektoria ruchu kciuka podczas pisania wiadomości

Na rys. 5 przedstawiono trajektorię ruchu opuszka kciuka naniesioną na zdjęcie telefonu komórkowego, użytego w przeprowadzonym badaniu. Na rys. 6 przedstawiono trójwymiarowy wykres trajektorii poszczególnych markerów oraz kolejne położenia paliczków kciuka.



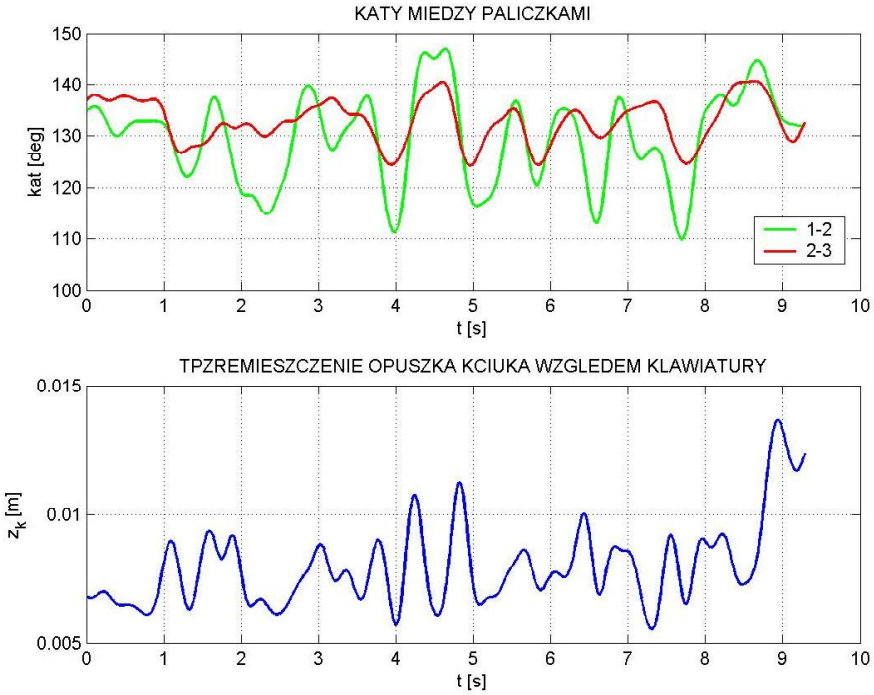
Rys. 6. Trajektoria ruchu markerów podczas pisania wiadomości tekstowej



Rys. 7. Przemieszczenia markerów względem osi pionowej

Przemieszczenia opuszka kciuka względem osi z_k prostopadłej do płaszczyzny klawiatury przedstawiono na rys. 7. Górny wykres przedstawia przemieszczenia trzech markerów umieszczonych na telefonie, względem osi pionowej globalnego układu, natomiast dolny

wykres przedstawia przemieszczenia opuszka względem klawiatury. Wysokość na jaką unosi się opuszek wynosi maksymalnie około 1,4 cm, przy czym przez większość czasu odległość ta zmienia się w granicach 0,8 ÷ 1,0 cm.



Rys. 8. Kąty pomiędzy paliczkiem bliższym i dalszym kciuka (linia zielona) oraz paliczkiem dalszym a I kością śródręcza (linia czerwona)

Kąt pomiędzy paliczkiem bliższym i dalszym wahał się w granicach 110°÷150°, natomiast kąt pomiędzy paliczkiem bliższym a I kością śródręcza w granicach 125°÷140°. Kąty te oczywiście zależą od położenia klawiszy telefonu, stąd też wynika stosunkowo duża zmienność w czasie.

3. PODSUMOWANIE

Zastosowanie systemu optoelektronicznego APAS umożliwia obiektywną, ilościową i jakościową analizę ruchu, dzięki czemu można łatwo określić kolejne położenia znaczników ruchu, a zatem obliczyć zarówno wartości kątów w stawach jak i zbadać kinematykę zadanego ruchu.

W dalszym etapie badań planowane jest rozbudowanie modelu matematycznego m.in. w celu uzyskania wartości momentów sił mięśniowych działających na stawy międzypaliczkowe oraz staw nadgarstkowy. Planowane jest także przeprowadzenie badań na większej liczbie osób oraz z wykorzystaniem róznego typu telefonów komórkowych. Na podstawie otrzymanych wyników możliwe będzie wnioskowanie o ergonomiczności użytkowania poszczególnych urządzeń.

LITERATURA

[1] Fong-Chin Su, Li-Chieh Kuo, Haw-Yen Chiu, Mei-Jin Chen-Sea: *Video-computer quantitative evaluation of thumb function using workspace of the thumb,* Journal of Biomechanics nr 36/2003, str. 937-942.
[2] John Z. Wu, Kai-Nan An, Robert G. Cutlip, Michael E. Andrew, Ren G. Dong: *Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody,* Journal of Biomechanics nr 42/2009, str. 383-388.
[3] Li-Chieh Kuo, Haw-Yuen Chiu, Cheung-Wen Chang, Hsiu-Yun Hsu, Yun-Nien Sun: *Functional workspace for precision manipulation between thumb and fingers in normal hands,* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2008.
[4] Sang-Wook Lee, Xudong Zhang: *Biodynamic modeling, system identification, and variability of multi-finger movements*, Journal of Biomechanics nr 40/2007, str. 3215-3222.
[5] Zong-Ming Li, Jie Tang: *Coordination of thumb joints during opposition*, Journal of Biomechanics nr 40/2007, str. 502-510.

KINEMATICS OF THUMB MOTION DURING WRITING THE SHORT MESSAGE (SMS)

Summary. In this paper the methodology of analysis of thumb kinematcs during writing the short message sms was presented. To obtain the kinematics it was used the APAS system and to compare the results it was used the program written in Matlab™ environment.

Marzena MRÓZ, Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń
Maciej HAJDUGA, Katedra Podstaw Budowy Maszyn, Akademia Techniczno-Humanistyczna w Bielsku-Białej

NYLON JAKO TWORZYWO TERMOPLASTYCZNE UŻYWANE W PROTETYCE DENTYSTYCZNEJ

Streszczenie: W pracy zestawiono właściwości strukturalne termoplastycznych materiałów nylonowych. Pierwszym etapem badań było wykonanie dokładnej identyfikacji materiału. Następnie przeprowadzono badania twardości oraz nasiąkliwości. Ponadto wykonano zdjęcia strukturalne za pomocą mikroskopu świetlnego oraz zdjęcia faktograficzne za pomocą mikroskopu stereoskopowego. Celem pracy było porównanie właściwości strukturalnych oraz ocena warstwy wierzchniej tychże materiałów.

1. WSTĘP

W Polsce materiały elastyczne były dostępne od dawna, lecz z uwagi na drogą i skomplikowaną technologię w przeszłości nie były stosowane. Ciągły rozwój i coraz większa dostępność technologii, a co za tym idzie spadek cen spowodowały wzrost popularności i stosowalności tego materiału.

W technice dentystycznej stosujemy aktualnie trzy rodzaje tworzyw termoplastycznych: NYLONY, acetyle ,akrylopolimery.[1]

Nylon to syntetyczny polimer, rodzaj poliamidu. Badanym materiałem jest Poliamid 12. Należy on do grupy stosunkowo nowych polimerów. Poliamid 12 wykazując charakterystyczne dla poliamidów (poliamid 6, poliamid 6,6) własności fizykochemiczne, różni się od nich większą hydrofobowością i elastycznością. Ze względu na nieznaczne pochłanianie wody wyroby z poliamidy 12 są stabilne i wykazują stałość wymiarów w środowisku o różnej wilgotności. Poliamid 12 otrzymuje się na drodze polimeryzacji. Surowcem do otrzymania Poliamidu 12 jest ω-dodekalaktam.[2]

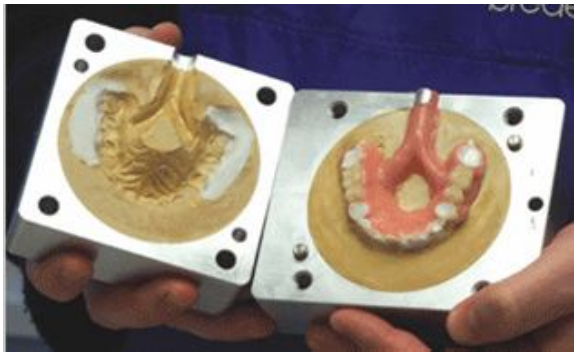
Nylony są najbardziej elastyczne ze wszystkich materiałów termoplstycznych, przy czym stopień elastyczności jest bezpośrednio związany z grubością warstwy materiału. W przypadku cienkiej płyty, proteza jest bardzo elastyczna. Wraz ze wzrostem grubości płyty zmniejsza się elastyczność protezy. Protez nylonowych nie można złamać na dwie połówki, ale w wyniku przełamania następuje utrata właściwości. Protezy nylonowe są bardzo odporne na ścieranie. Materiał jest całkowicie nieporowaty, gęsty i jednorodny. Uniemożliwia to wchłanianie drobin śliny i wody oraz rozwoju bakterii. Ponadto dzięki swojej jednolitej gęstej strukturze materiał jest odporny na odkładanie się płytki nazębnej. Dodatkowo nie posiada smaku, zapachu i nie powoduje zaburzeń tych zmysłów u pacjenta. [3,4,5]

Materiały nylonowe znajdują zastosowanie w wykonawstwie ruchomych protez częściowych-osiadających. Najlepiej sprawdzają się w brakach łączonych skrzydłowych i międzyzębowych oraz we wszelkiego rodzaju mikroprotezach. Ponadto stosuje się je także

do licowania protez szkieletowych dla alergików. Wykonuje się również estetyczne elementy retencyjne w protezach szkieletowych oraz protezy bezklamrowe.[1]

2. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

Do badań użyto 2 materiałów- nylonów, pochodzących od różnych producentów. Próbki do badań otrzymano z kanałów, poprzez które wtłoczono nylon do formy (rys.1 i 2).



Rys.1. Proteza częściowa- uwolnienie z puszki

Rys.2. Kanały protezy

2.1. Parametry materiału I:

NAZWA MATERIAŁU: BRE-FLEX
PRODUCENT: Bredent (Niemcy)
PRZEDSTAWICIEL POLSKI: Bredent Polska
MATERIAŁ: Żywica poliamidowa
ZASTOSOWANIE: Protezy częściowe- osiadające
WTRYSKARKA: Termopress 400- automatyczna
NABÓJ: Łuska fabrycznie zamknięta o średnicy 22mm
PARAMETRY TOPIENIA:
TEMPERATURA: 222°C
CZAS TOPIENIA, WYGRZEWANIA KAPSUŁY: 15min
CIŚNIENIE WTRYSKU: 9 bara

2.2. Parametry materiału II:

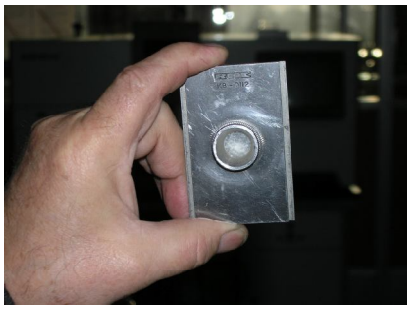
NAZWA MATERIAŁU: Valplast® Flexible Partial
PRODUCENT: Valplast International Corporation,USA
PRZEDSTAWICIEL POLSKI: APOLdent
MATERIAŁ: nylon 110 N
ZASTOSOWANIE: Protezy częściowe- osiadające
WTRYSKARKA: Valplast- manualna
PARAMETRY TOPIENIA:
TEMPERATURA: 200°C
CZAS TOPIENIA,NAGRZEWANIA KAPSUŁY: 15min
CZAS CHŁODZENIA: 15-20 min
CIŚNIENIE WTRYSKU: prasa typu Valplast do maksymalnego oporu

3. BADANIA WŁASNE

3.1. Widmowa analiza składu chemicznego

Widmowa analiza składu chemicznego została wykonana metodą spektrofotometrii FTIR w celu dokładnej identyfikacji naszego poliamidu.

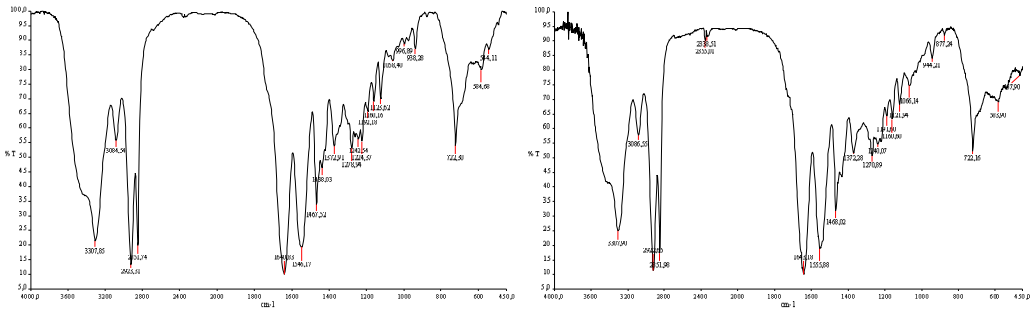
Identyfikacja tworzywa została wykonana spektrofotometrem firmy Perkin Elmer. Przed umieszczeniem próbki w spektrofotometrze należało ją odpowiednio przygotować. Skruszony materiał został zmieszany z bromkiem potasu KBr. Następnie proszek został umieszczony w specjalnym pojemniku ciśnieniowym włożonym pod prasę. (rys. 3) Po sprasowaniu otrzymano gotową próbkę, którą można było analizować w spektrofotometrze.



Rys. 3. Gotowa próbka materiału

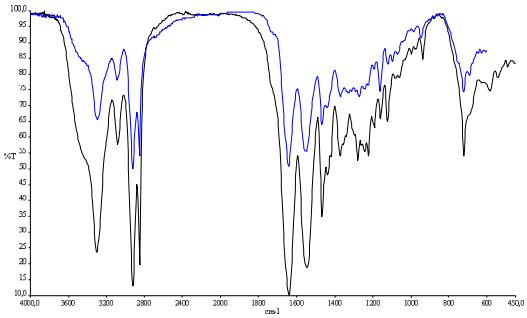
Wynikiem badań było otrzymanie widm oscylacyjnych (rys. 4 i 5).

Widmo próbki I Widmo próbki II



Rys. 4. Widma energodyspersyjne otrzymane dla badanych próbek

Po zestawieniu wszystkich widm z bazą danych stwierdzono, iż obie próbki wykonane są tego samego materiału Poliamidu 12

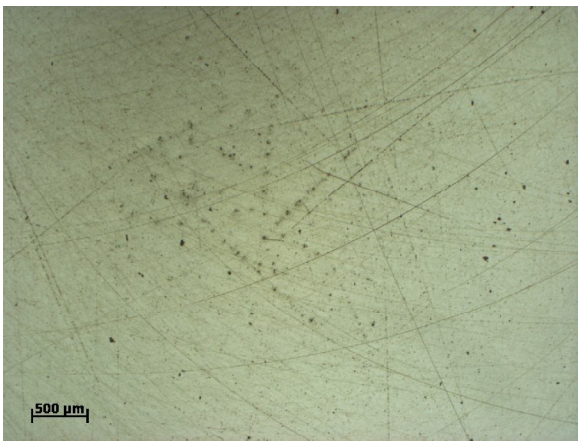


Rys. 5. Widmo Poliamidu 12 naniesione na widmo próbki I

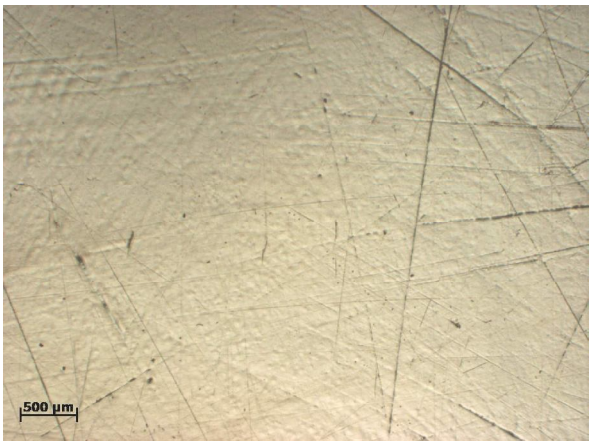
3.2. Badania strukturalne mikroskopowe

Przed przystąpieniem do wykonania zdjęć na mikroskopie optycznym w celu analizy strukturalnej materiału wykonano zgłady próbek. Próbki zainkludowano w żywicy akrylowej na zimno, a następnie przeszlifowało i przepolerowano.

Analiza materiału odbyła się za pomocą mikroskopu świetlnego firmy Zeiss (rys. 6 i 7).



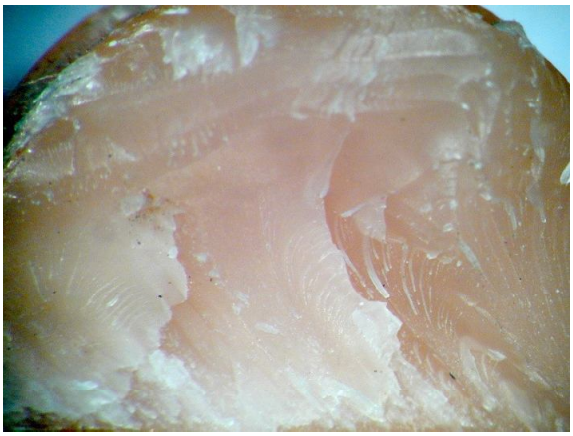
Rys. 6. Struktura próbki I., pow. 25x., o



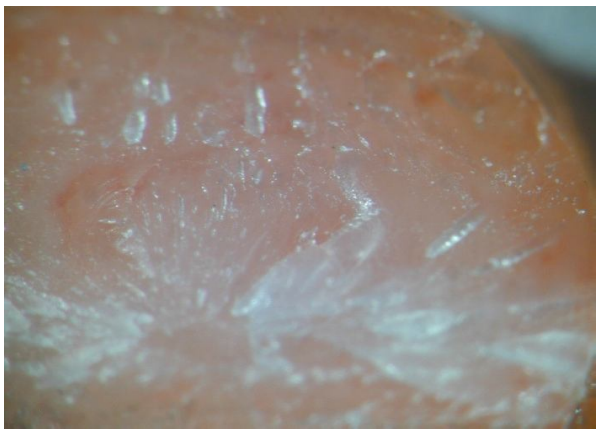
Rys. 7. Struktura próbki II., pow. 25x., nie trawino

3.3. Badania fraktograficzne

Badania fraktograficzne przełomów zostały wykonane za pomocą mikroskopu stereoskopowego. Próbki podcięto piłką do połowy, a następnie przełamano w wyniku czego otrzymano przełomy (rys. 8 i 9).



Rys. 8. Przełom kruchy, próbka I., pow. 16x



Rys. 9. Przełom mieszany, próbka II., 16x

3.4. Pomiar twardości materiału

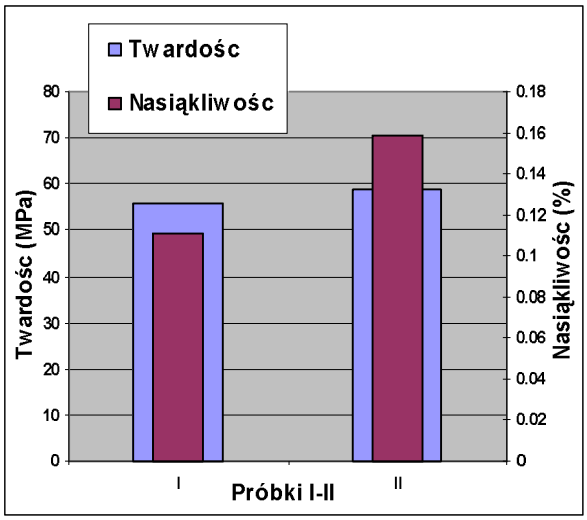
W celu wykonania pomiaru twardości próbki zostały odpowiednio przygotowane. Pocięte na trzy części w kształcie walca, a ich powierzchnie przeszlifowano na papierach ściernych. W ten sposób uzyskano 6 nowych próbek po trzy z każdego materiału.

Pomiaru twardości dokonano z dwóch stron każdej próbki metodą Brinella na twardościomierzu HPK 763 (rys. 10).

Rys. 10. Próbki przygotowane do pomiaru twardości.

3.5. Pomiar nasiąkliwości materiału

W celu oceny nasiąkliwości materiału, próbki zostały poddane suszeniu w inkubatorze przez 24 godz. w temp.50 °C. Po wygrzaniu próbki zważono na wadze elektronicznej z dokładnością do piatego miejsca po przecinku. Po dokładnym zważeniu próbki zanurzono w wodzie destylowanej również na 24 godz. i po wyjęciu z wody ponownie poddano ważeniu. Wyniki pomiarów zestawiono na rys. 11.



Rys. 11. Ocena twardości oraz nasiąkliwości próbki I oraz II

4. DYSKUSJA WYNIKÓW I WNIOSKI

Przełom I jest przełomem kruchym z charakterystycznymi warstwowymi ułożeniami płaszczyzn zniszczenia. Kruche pęknięcia świadczą o dużym udziale fazy krystalicznej, która

pozytywnie wpływa na własności wytrzymałościowe materiału. O dużym udziale fazy krystalicznej w polimerze świadczyć może jej mała nasiąkliwość. Zgodnie z danymi literaturowymi uważa się, że im większy stopień krystalitów występujących w polimerze, tym mniejsza nasiąkliwość, lepsze właściwości mechaniczne, mniejsza zdolność materiału do odkształceń. Niska nasiąkliwość przemawia na korzyść materiału, gdyż ogranicza wchłanialność jakichkolwiek substancji podczas jego użytkowania. Z drugiej strony kruchość może działać na niekorzyść i powodować większą łamliwość materiału.

Przełom II posiada charakter zdecydowanie bardziej ciągliwy. Uwidocznione są płaszczyzny poślizgu, niewykazujące przełomu kruchego, lecz przełom ciągliwy. Pojawienie się dużej nasiąkliwości świadczy o większej zdolności do odkształceń materiałów polimerowych.

W sytuacji, gdy poliamid chłonie wodę, wnika ona w strukturę materiałów i daje w efekcie bardziej plastyczny przełom próbek. Nasiąkliwość próbki II doskonale odzwierciedlona została na charakterystycznych przełomach.

Podsumowując: materiał próbki I użyty na protezy częściowe będzie powodował zdecydowanie mniejsze problemy podczas aplikacji, z uwagi na jego najmniejszą chłonność wody. Patrząc z wytrzymałościowego punktu widzenia materiał próbki II będzie lepiej spełniał swoje zadanie. Charakteryzował się będzie mniejszą łamliwością. Materiały plastyczne nawet w przypadku obciążeń przekraczających w niewielkim stopniu granicę plastyczności nie ulegają zniszczeniom, a jedynie odkształceniom, często niegroźnym, i niepowodującym uszkodzeń.. Jednak nasiąkliwość materiału próbki II wyklucza jego dłuższe zastosowanie eksploatacyjne.

LITERATURA

[1] P.Czerniecki: Nieprawdziwe opinie dotyczące protez termoplastycznych. Nowoczesny Technik Dentystyczny 1/2007
[2] W.Albrecht: Poliamidy. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1964
[3] P.Czerniecki: Biokompatybilne technologie uzupełnień protetycznych. ROKO
[4] Ulotka informacyjna dotycząca użytkowania materiału Flexi-J, firmy Pressing Dental
[5] R.Urbanek, J.Sikorska-Bochińska: Elastyczne i sprężyste tworzywo na protezy ruchome i stałe w aspekcie alergii kontaktowej. Twój przegląd stomatologiczny 5/2005

NYLON AS THERMOPLASTIC MATERIAL PROSTHETICS USED IN DENTAL

Summary. The work contains a comparison of structural properties of elastic nylon materials. The first stage of research was to make a detailed material identification. Next the hardness and absorbability tests were carried. Moreover , with the aid of light microscope structural photographs were taken as well as factographical pictures with the aid of stereoscopic microscope we taken. The aim of the thesis was to compare the structural properties and assessment of external layer of these materials.

Karina NOWAK, Anna DRUŻBICKA, Agata WDOWIK, Grzegorz SOBOTA, Zakład Biomechaniki i Sportów Siłowych, Katedra Motoryczności Człowieka, Akademia Wychowania Fizycznego Katowice

ZAKRES BŁĘDU W USTAWIENIU GŁOWY PRZY POWROCIE DO POZYCJI REFERENCYJNEJ

Streszczenie. Celem niniejszej pracy było sprawdzenie, czy podczas wykonywania zadania ruchowego z pozycji wyjściowej, powrót do pozycji końcowej wykonywany jest w to samo miejsce. Zaobserwowano, iż po każdym powrocie z rotacji do pozycji wyjściowej ustawienie głowy różniło się od położenia referencyjnego, ustalonego na początku badania przed wykonywaniem zadania. Zostało to określone mianem błędu, którego średnia wartość wynosiła 3,48 stopnia kątowego ± 2,135.

1. WSTĘP

Orientacja ciała w przestrzeni jest warunkiem dobrego funkcjonowania człowieka w otaczającej go rzeczywistości. Schemat ciała jest mechanizmem polegającym na utrwaleniu wzorca sygnałów proprioceptywnych odwzorowujących geometrię ciała [1]. Koncepcja schematu ciała wywodzi się z prac Haeda i Holmes'a z 1911-1912 roku [2], [3]. Porównanie wzorca sygnałów do faktycznie nadchodzących informacji wywołuje odruchowe reakcje nastawcze. Wzorzec postawy ciała jest bardzo stabilny nawet w warunkach mikrograwitacji, gdy receptory w układzie przedsionkowym oraz sygnały proprioceptywne, zwykle poddane działaniu siły przyciągania ziemskiego, nie przekazują w tej sytuacji informacji o pionowej siły grawitacji [4].

Ayers [5] pojęcie schematu ciała odnosi do konstrukcji anatomicznej ciała i do zrozumienia zależności pomiędzy częściami ciała, jak i w jaki sposób wprowadzają się one we wzajemny ruch. Dlatego też możemy definiować schemat ciała jako neurofizjologiczną funkcje wynikającą z poznawczych struktur anatomicznych części ciała i ich stosunku do przestrzeni. Jest on współtworzony przez dośrodkowe drogi czuciowe i zmysłowe – wzroku, bólu, słuchu, z receptorów skóry, z receptorów wrażeń kinetycznych, kinestetycznych i przedsionkowych. Drogi te kierują się przez rdzeń kręgowy, pień mózgu, twór siatkowaty do regionu środkowo – przedniego wzgórza, zaangażowanego w proces percepcji poczucia przestrzeni. Następnie drogi te przechodzą przez jądro ogoniaste, którego aktywność jest ukierunkowana na osobiste i afektywne relacje z otoczeniem. Kończą się w płatach ciemieniowych czołowych, gdzie po lewej stronie zlokalizowana jest świadomość wymiaru przestrzennego ciała, a po prawej – przestrzeni poza nim. W obrębie prawego obszaru ciemieniowego ma swe odzwierciedlenie obraz przestrzeni, manipulacje przestrzenne, uświadomienie sobie ciała, trójwymiarowe postrzeganie form, funkcje geograficzne i topograficzne, orientacja w przestrzeni [6].

Podążając za koncepcją schematu ciała podjęto próbę dokonania oceny dokładności ustawienia części ciała w odniesieniu do pozycji referencyjnej. Literatura podaje również dokładność w ustawieniu głowy, która wynosi 1-2 stopni [7], a także pozycji w stawach od 20`` do 10`.

Postawiono następujące pytanie badawcze: Czy podczas wykonywania zadania ruchowego z pozycji wyjściowej, powrót do pozycji końcowej wykonywany jest w to samo miejsce?

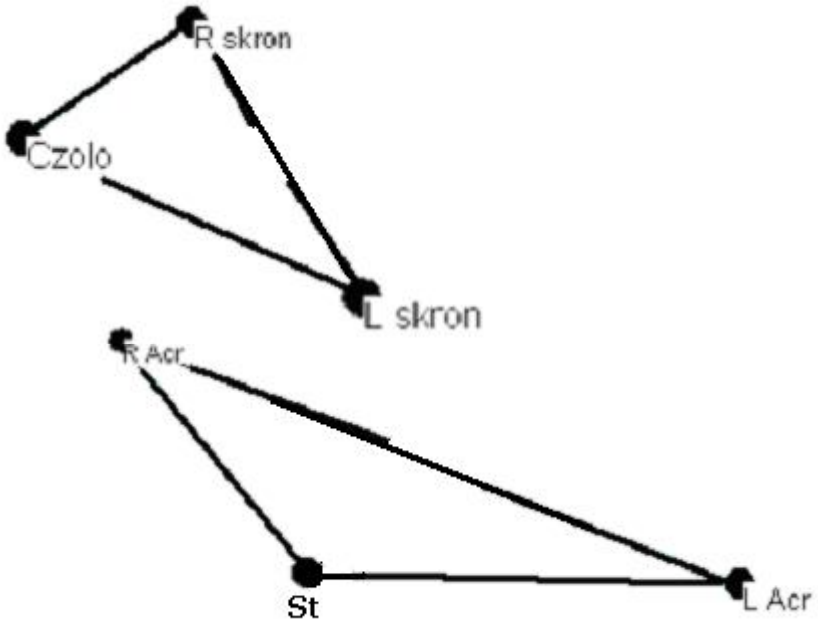
2. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

Badania zostały przeprowadzone w Laboratorium Analizy Ruchu Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach, w których udział wzięło 27 studentów, w tym 11 kobiet i 16 mężczyzn II roku tejże uczelni. Osoby badane nie zgłaszały zaburzeń równowagi i dysfunkcji narządu ruchu w obrębie szyjnego odcinka kręgosłupa i obręczy barkowej. Zadanie polegało na wykonaniu jednej próby składającej się z czterech następujących po sobie ruchach.

Uczestnicy przyjęli pozycję wyjściową siedzącą z stabilizacją pasa, co uniemożliwiło ruchy tułowia. Głowa ustawiona na wprost, z wyłączonym wzrokiem, za pomocą zaciemnionych okularów. Osoby na komendę wykonywały kolejno ruchy: rotację głowy w prawo, powrót do pozycji wyjściowej, rotację głowy w lewo, powrót do pozycji wyjściowej. Wykorzystano moduł do pomiaru parametrów kinematycznych ruchu systemu SMART-E (BTS, Włochy) - 6 kamer na podczerwień rejestrujących położenia markerów umieszczonych na tułowiu i głowie: po jednym na prawym i lewym acromion i incisura sternalis oraz trzech markerach na wysięgnikach umiejscowionych symetrycznie na głowie: os temporalne i os frontalne (rys.1). Dokonano pomiaru położenia kątowego głowy względem górnej części tułowia oraz zakres ruchu rotacji głowy.

Wykonano statystykę opisową dla błędu globalnego ustawienia głowy oraz z wyszczególnieniem na błąd powstały przy powrocie z rotacji w prawą oraz lewą stronę.

W celu sprawdzenia istotności różnic między grupami wykonano test Wlicoxona, z uwagi na niespełnienie założenia o normalności rozkładu zmiennych [8].



Rys.1 Położenie markerów

3. WYNIKI BADAŃ

Rys.2 Kąt ułożenia głowy względem linii barków (w stopniach)

Powyższy wykres obrazuje położenie głowy w trakcie całej próby. Na początku rejestrowano położenie referencyjne głowy, do którego odnoszono się przy wyznaczeniu błędów. Wartości dodatnie obrazują rotację w prawą stronę, natomiast ujemne w lewą.

Błąd w ustawieniu głowy (tab.1) obliczono odejmując od wartości średniej położenia referencyjnego pozycję kątową po powrocie z rotacji.

Tab. 1 Wartość średnia, największa oraz najmniejsza błędu globalnego oraz po powrocie z rotacji w prawo („błąd prawy") i w lewo („błąd lewy")

	błąd globalny	błąd prawy	błąd lewy	jednostki
Średnia	3.49±2.135	3.02±2.367	3.95±2.643	[stopnie]
Maksimum	8.88	9.13	8.97	[stopnie]
Minimum	0.55	0.30	0.40	[stopnie]

Wyniki testu Wilcoxona (tab. 2) nie wskazują żadnych istotnych różnic między błędem całkowitym a prawym czy lewym, jak również między prawym i lewym dla przyjętego poziomu $p < 0,05$.

Tab.2 Wyniki testu Wilcoxona dla analizowanych błędów pozycjonowania głowy

	N	T	Z	poziom p
Prawy & Lewy	22	75.0	1.672	0.095

4. WNIOSKI

1. Wyniki wskazują na istnienie błędu przyjęcia pozycji referencyjnej (będącej pozycją wyjściową i końcową ćwiczenia) po wykonaniu zadania ruchowego, którego średnia wartość wynosiła 3,48 ± 2,135 stopnia kątowego.
2. Zakres błędu przy powrocie z rotacji w lewo do pozycji referencyjnej jest większy niż z rotacji w prawo aczkolwiek zmiany te nie są istotne co może wynikać z małej liczebności grupy i dużej zmienności tego parametru.

LITERATURA

[1] Paillard J. Body schema and body image- a double dissociation In deafferented patients.In. Motor Control, Today Tomorrow. Eds.: G.N. Gantchev, S. Mori, J. Massion 1999
[2] Massion J. Movement, posture and equilibrium interaction and coordination. Progress in Neurobiology 1992
[3] Schwoebel J., Fiderman R., Duda N., Coslett H.B. Pain and the body schema. Evidence for peripheral effects on mental representations of movement. Brain 2001
[4] Bacik B. Znaczenie kompleksu lędźwiowo – miedniczno – biodrowego w kontroli stabilnej postawy stojącej. Katowice Wyd. AWF 2005
[5] Ayers, A. J., Sensory Integration and Learning Disorders. Western Psychological Services, Los Angeles.1974
[6] Kułakowska, Z. Wczesne uszkodzenie dojrzewającego mózgu. Od neurofizjologii do rehabilitacji, Lublin 2003
[7] Bober T. Zawadzki J Biomechanika układu ruchu człowieka Wrocław Wyd. AWF 2006
[8] Stanisz A. Podstawy statystyki dla prowadzących badania naukowe, Medycyna Praktyczna 1999/07

A POSSIBLE ERROR WHEN POSITIONING OF A HEAD DURING THE RETURN TO THE REFERENTIAL POSITION

Summary. The aim of the study was to check evaluate if during the performance of the exercise from the starting position, the return would be into the same position. It has been observed that after every rotation to the starting position, a head's position was different from the referential position which was set up at the beginning of each examination before the exercise was performed. It has been referred to as an error of average value of 3,48 of (2,135) angular degree ± 2,135.

Michał ORACZ, Zakład Mechaniki, Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej, Politechnika Warszawska, Warszawa

WERYFIKACJA MODELU SZTUCZNEGO MIĘŚNIA ZBUDOWANEGO Z PŁYTKI IPMC ZA POMOCĄ ANALIZY KINEMATOGRAFICZNEJ

Streszczenie. Parametry modelu funkcjonalnego sztucznego mięśnia zbudowanego z płytek IPMC należy zidentyfikować. Do tego celu zastosowano analizę kinematograficzną. Dzięki tej metodzie można zasymulować zmianę kształtu sztucznego mięśnia nie tylko w funkcji przyłożonego napięcia lecz również czasu. Model uzupełniony o wyliczone eksperymentalnie parametry może służyć symulacjom pracy mięśnia w podobnych warunkach.

1. WSTĘP

Analiza kinematograficzna jest częstym narzędziem do identyfikacji różnych procesów. Głównie stosuje się ją (np. w biomechanice) do matematycznego opisu ruchu układu ciał w celu późniejszego znalezienia sił, które ten ruch powodują. W pracy użyto jednak tej metody do identyfikacji parametrów funkcjonalnego modelu płytek IPMC (przewodzącego jonowo kompozytu polimeru i metalu) oraz porównania modelu z rzeczywistą pracą urządzenia.

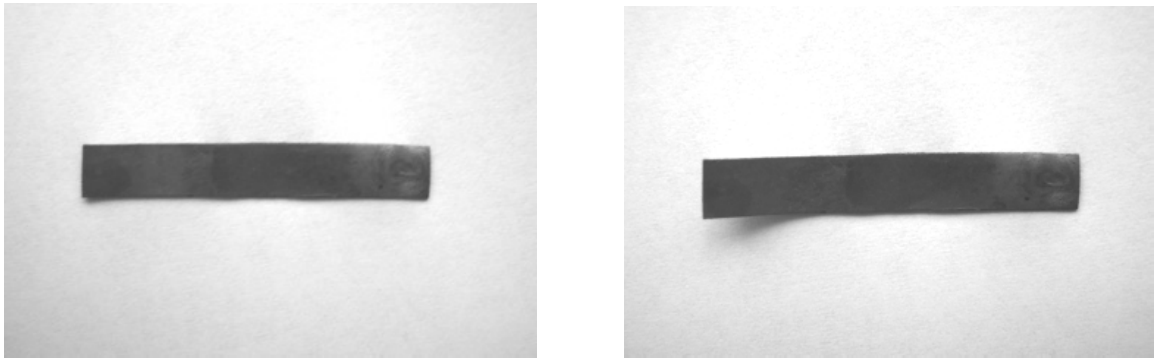
Model płytki na bazie fundamentalnych podstaw pracy IPMC został zaimplementowany w ANSYSie metodą elementów skończonych (MES). Do celów rejestracji została użyta kamera cyfrowa umożliwiająca łatwe robienie zrzutów w dowolnej chwili w ruchu. Umożliwiło to zidentyfikowanie parametrów układu: modułu Younga oraz parametru definiującego rozkład wykładniczy rozpuszczalnika. Rozwiązania z symulacji zostały porównane z rzeczywistymi przebiegami czasowymi zginania się płytki.

2. PODSTAWOWE INFORMACJE O IPMC

2.1. Budowa IPMC

Najczęściej IPMC występuje w postaci cienkich płytek. Spowodowane jest to charakterystycznym sposobem działania. Połączenie polimeru (który stanowi macierz płytki) oraz metalu (jako elektrod i granulek uwięzionych w macierzy) nie wystarczy by aktywować urządzenie. Polimer musi dysocjować i łatwo przewodzić jony, a jednocześnie stanowić ciało stałe o odpowiednich właściwościach mechanicznych, jeśli ma być wykorzystany jako mini napęd musi być wystarczająco sztywny. Najczęściej stosowanym elektroaktywnym polimerem (dostępnym na rynku) jest Nafion 117. Polimer ten nasączony polarnym rozpuszczalnikiem (wodą) zmienia w istotny sposób swoją objętość. Wysoka polarność powoduje, że jony „pociągają" za sobą cząstki rozpuszczalnika zmieniając lokalnie objętość. Nagły wzrost stężenia jednego ze składników powoduje zmianę kształtu. Ruch jonów między płytkami metalu jest możliwy po przyłożeniu do płytek napięcia. Napięcie z baterii 1,5V wystarczy by uruchomić cały proces. Jest jednak wiele problemów, które ograniczają popularne zastosowanie tego materiału.

Podstawowym problemem jest duża nieprzewidywalność pracy IMPC. Płytka wyjęta z pojemnika z dejonizowaną wodą tylko przez krótki okres pozostaje wystarczająco nawilżona, żeby efektywnie pracować. Wysychając zmienia nieoczekiwanie kształt.



Rys.1 Kilka sekund po położeniu na chłonący wodę papier płytka zmienia kształt

Woda jest czynnikiem plastyfikującym polimer (obniżającym temperaturę zeszklenia), więc zmiana jej stężenia powoduje zmianę właściwości mechanicznych (np. zmianę Modułu Younga) o kilkadziesiąt lub nawet kilkaset procent. Dla cienkich płytek bardzo trudno jest zmierzyć aktualne stężenie.

2.2. Identyfikacja modułu Younga

W pracy zaproponowano sposób szybkiego oszacowania modułu Younga. Zamocowana wu chwycie i nie podłączona do generatora płytka ugnie się pod wpływem siły ciążenia. Wychylenie można łatwo zmierzyć w programie graficznym analizując cyfrowe zdjęcie. Zmieniając parametry modelu MES można uzyskać wychylenie identyczne ze zmierzonym. W związku z tym, że IPMC jest mało ściśliwe należy przyjąć współczynnik Poissona $\nu = 0{,}45$. Maksymalne stężenie wody w nafionie jest około 25-30%. Wtedy E = 50MPa. Moduł Younga może dla suchych płytek zmieniać się nawet do 200Mpa.

3. OBLICZENIA MES

3.1. Elementy i właściwości materiałowe

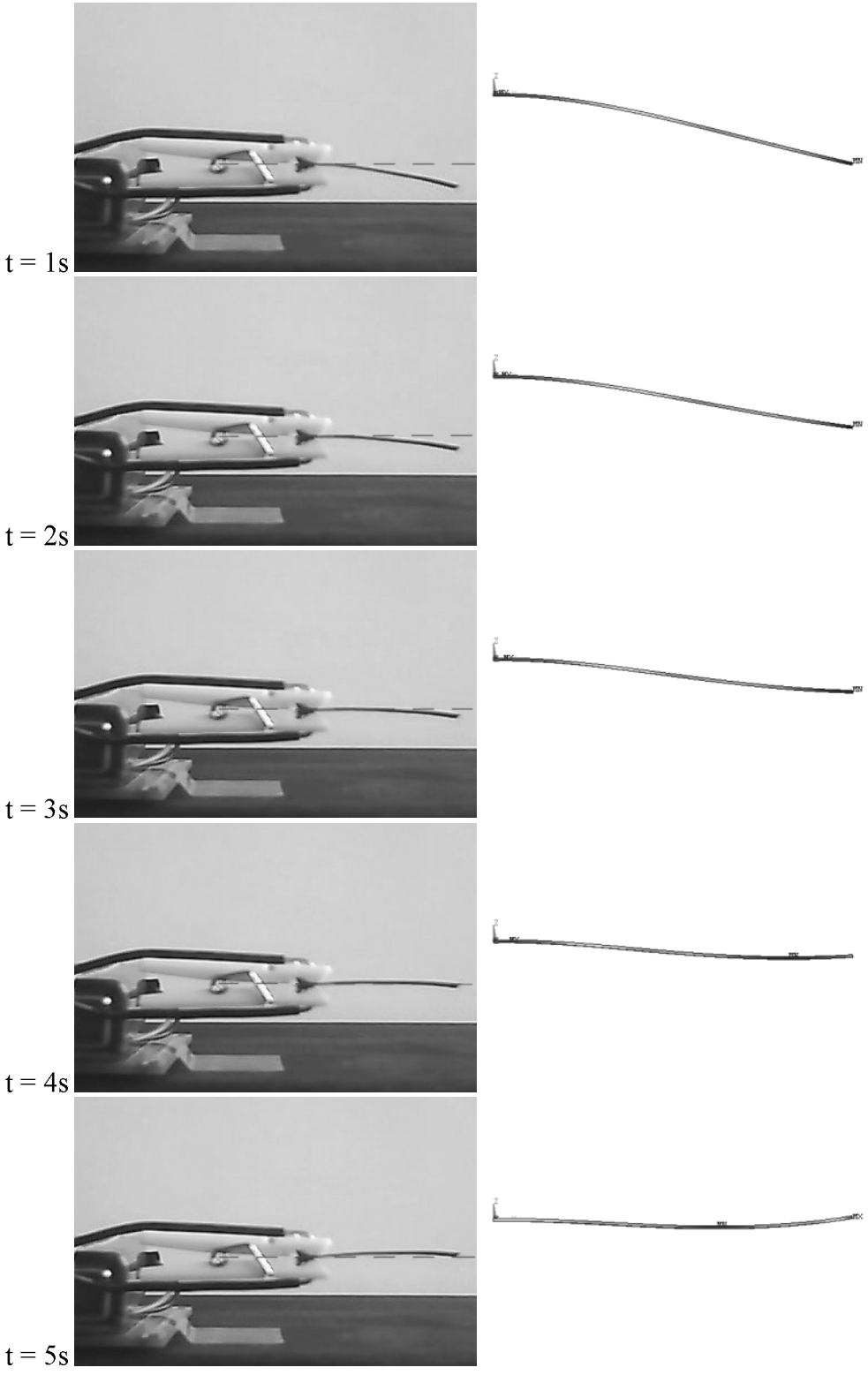
Aby ułatwić obliczenia i późniejszą interpretację wyników wybrano bardzo prosty model MES płytki IPMC o wymiarach (4mm x 30mm x 0,2mm). Na rys.1 widać miejsce mocowania (małe wgłębienie) płytki w uchwycie. Założono, że płytka jest zamurowana 3 mm od jej końca.

Wybrano elementy Solid45, materiał izotropowy o współczynniku Poissona $\nu = 0{,}45$, module Younga (p.2.2) E = 50MPa, gęstości $\rho = 1800$ kg/m^3, współczynnik rozszerzalności na skutek zmiany stężenia rozpuszczalnika $\lambda = 0{,}004$. Płytkę umieszczono w polu grawitacyjnym $g = 9{,}81$ m/s^2.

3.2. Obliczenia

Włączono ustawienia dużych deformacji z 5 krokami czasowymi co 1s na każdym z dwóch etapów. Pierwszy etap to wyliczenie wychylenia wstępnego pod wpływem pola grawitacyjnego. Drugi etap to zmiana kształtu wynikająca ze zmiany stężenia na skutek pojawienia się napięcia 2V na elektrodach i przemieszczania się wody wraz z jonami. Dzięki

dwukrokowemu potraktowaniu zagadnienia możemy obserwować zmiany czasowe prostowania się płytki w polu grawitacyjnym.



Rys. 2. Rzeczywiste kształt płytki i obliczony

4. PODSUMOWANIE

Stosując metodę dwukrokową (używając Load Steps) można symulować zginanie się (tu prostowanie) w czasie płytki z IPMC wstępnie obciążonej siłami ciężkości. Zmiany są dość

powolne, więc efekty bezwładnościowe nie odgrywają dużej roli. Metoda kinematograficzna była zastosowana z powodzeniem do wyznaczenia modułu Younga, do znalezienia rozkładu stężenia realizującego zginanie z maksymalnym wychyleniem oraz potwierdzenia, że obliczone wychylenia końcówki płytki z niewielkim błędem oddają rzeczywistość.

Widoczna na rys.2 różnica kształtów może wynikać z nieidealnego zamocowania, z początkowego rozkładu jonów oraz nierównomiernego nawilżenia płytki. Założony model początkowego jednorodnego rozkładu jonów nie był spełniony. Wstępnie płytka była podłączona do napięcia o przeciwnym kierunku niż to, które zrealizowaliśmy. Spowodowane jest to faktem, iż skumulowane przy jednej z elektrod jony (zanim w wolnym procesie stężenia się wyrównają) mają do pokonania całą szerokość płytki, więc mają dużo większe możliwości zmiany kształtu.

LITERATURA

[1] Kim K. J., Shahinpoor M.: Applications of polyelectrolytes in ionic polymeric sensors, actuators, and artificial muscles, Handbook of Polyelectrolytes. vol 3, eds. S. Tripathy, J. Kumar, H. S. Nalwa (Stevenson Ranch, CA: American Scientific Press), 1–22, 2002.
[2] Shahinpoor M., Kim K. J.: Ionic polymer–metal composites: IV. Industrial and medical applications. Smart Materials and Structures, 14, 197-214, 2005.
[3] Dokumentacja programu ANSYS 5.7
[4] Oracz M., Pietrucha J.A.: Simulation of cardiac contraction assistance made of ionic polymer-metal composite, Zaszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej,26:271-274, 2006

ARTIFICIAL MUSCLE MADE OF IPMC PLATE, MODEL VERIFICATION USING CINEMATOGRAPHY ANALYSIS

Summary. We can use cinematography analysis to find functional model parameters of artificial muscles made of IMPC. Its possible to simulate changing shape as a function of time and with similar to real conditions.

Zbigniew PASZENDA, Marcin BASIAGA Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA BIOMECHANICZNA UKŁADU WIERTŁO CHIRURGICZNE – KOŚĆ UDOWA

Streszczenie. Zasadniczym celem prezentowanej pracy była analiza biomechaniczna układu wiertło chirurgiczne – kość udowa w warunkach symulujących proces wiercenia w kości. Opracowano model geometryczny wiertła chirurgicznego o zróżnicowanej geometrii ostrza ($2\kappa_1 = 90^o$ i $2\kappa_2 = 120^o$) oraz krążka symulującego kość udową. Obliczenia przeprowadzono dla wiertła wykonanego ze stali X39Cr13. Efektem zrealizowanej analizy było wyznaczenie stanu odkształceń i naprężeń zredukowanych w części roboczej wiertła w funkcji obciążenia siłą F = 20-100 N i prędkością obrotową n = 2000 obr/min.

1. WSTĘP

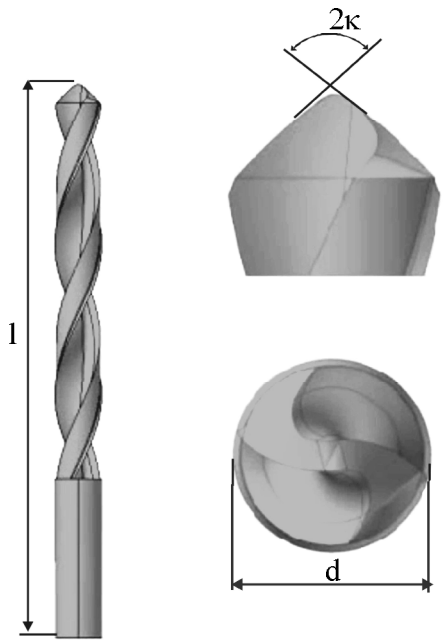
Wiertła stosowane w chirurgii kostnej są grupą narzędzi chirurgicznych, których zastosowanie zostało wymuszone przez rozwój technik osteosyntezy. Różnorodność stosowanych technik operacyjnych oraz tendencje do uproszczenia samego zabiegu, zaowocowały pojawieniem się wielu odmian wierteł (z ostrzem wprowadzającym, kaniulowane). W odróżnieniu od stosowanych w obróbce skrawaniem wiertła chirurgiczne posiadają inną geometrię ostrza. Wynika to z odmiennych własności mechanicznych materiału poddawanego obróbce (tkanka kostna) [1–3].

Ogromne zapotrzebowanie na chirurgiczne instrumentarium zabiegowe sprawia, że podejmowane są próby poprawy jego trwałości. W literaturze niewiele miejsca poświęca się natomiast zagadnieniom biomechaniki tej grupy narzędzi. Dotyczy to przede wszystkim analizy stanu odkształceń i naprężeń z uwzględnieniem ich przeznaczenia funkcjonalnego. Tego rodzaju analiza stanowi podstawę do optymalizacji cech geometrycznych oraz doboru własności mechanicznych materiału metalowego. W większości prac prezentowane są głównie zagadnienia dotyczące rozkładu temperatury [4–8]. Z tego względu w niniejszej pracy przeprowadzono analizę z wykorzystaniem metody elementów skończonych wytypowanej postaci wiertła chirurgicznego w warunkach symulujących proces wiercenia w kości.

2. METODYKA BADAŃ

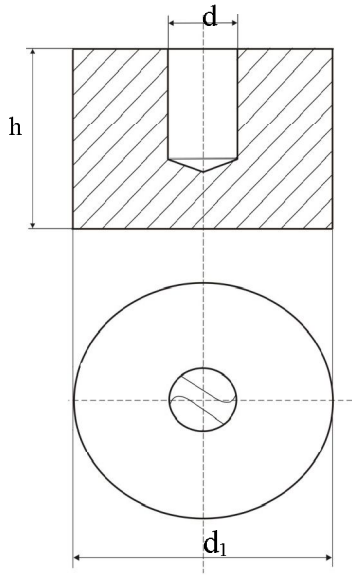
2.1. Model geometryczny

W pracy analizie poddano wiertło stosowane w zabiegach osteosyntezy o zróżnicowanej geometrii ostrza. Zmienną wielkością geometryczną był kąt wierzchołkowy $2\kappa_1 = 90^o$ i $2\kappa_2 = 120^o$. Średnica i długość wiertła była stała i wynosiła odpowiednio d = 6 mm i l = 70 mm – rys. 1.



Rys. 1. Model geometryczny analizowanej postaci wiertła chirurgicznego

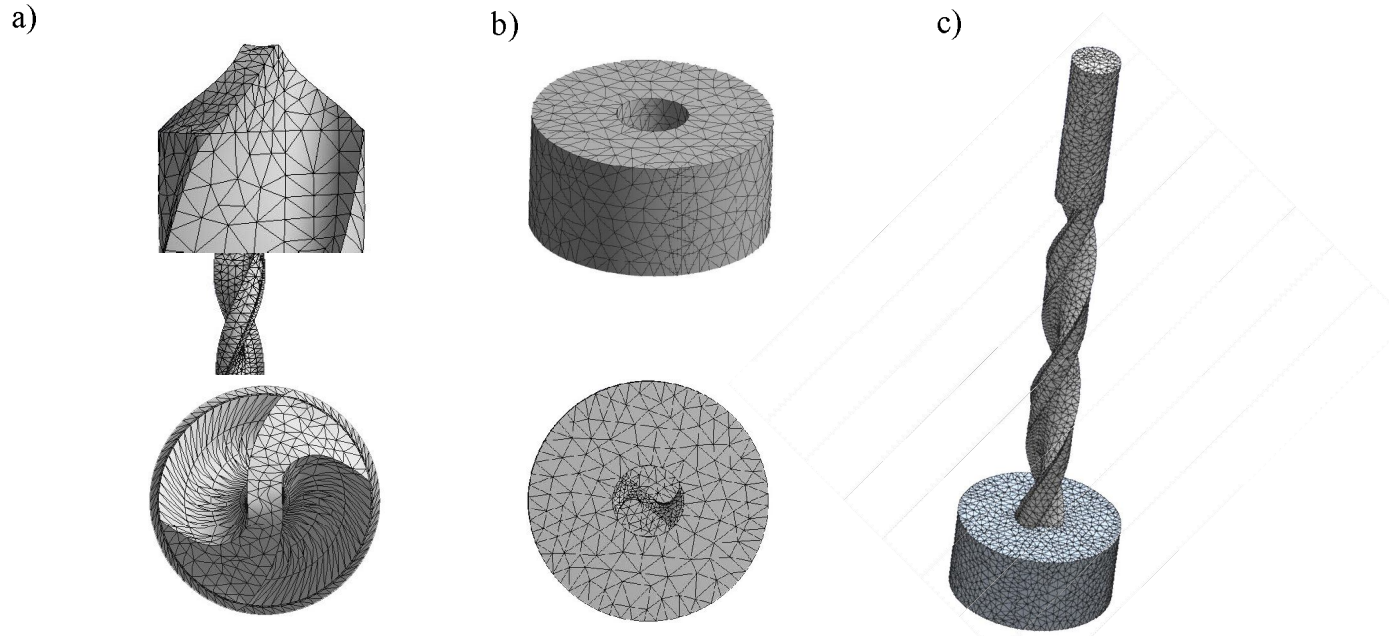
W celu przeprowadzenia analizy numerycznej w warunkach symulujących proces wiercenia opracowano uproszczony model geometryczny kości udowej. Model kości udowej w obszarze tkanki korowej zasymulowano w postaci krążka o średnicy $d_1 = 20$ mm i wysokości h = 10 mm. Wysokość krążka h odpowiada grubości tkanki korowej kości udowej. W opracowanym modelu krążka wstępnie zasymulowano również otwór o średnicy odpowiadającej średnicy wiertła i odzwierciedlający jego geometrię ostrza – rys. 2. Do opracowania modeli geometrycznych wykorzystano oprogramowanie Inventor Professional 2008.



Rys. 2. Model geometryczny krążka symulującego kość udową

2.2. Model obliczeniowy

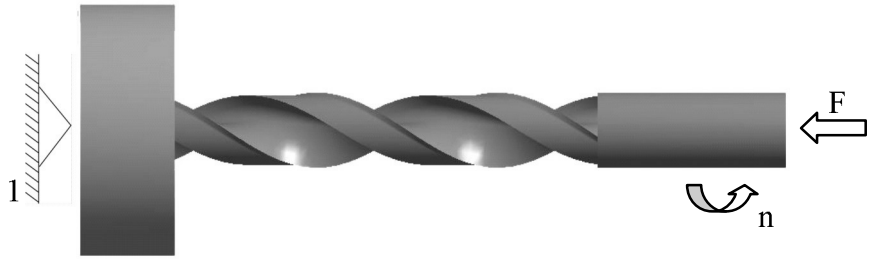
Dla opracowanych w pracy modeli geometrycznych wygenerowano siatkę do obliczeń metodą elementów skończonych. Do dyskretyzacji elementów analizowanego układu (wiertło chirurgiczne – kość udowa) wykorzystano oprogramowanie ANSYS Workbench v11. Program ten umożliwia automatyczny dobór typu elementu do geometrii analizowanego obiektu. Dodatkowo w obszarach modeli, w których przewidywano występowanie maksymalnych wartości odkształceń i naprężeń zagęszczono siatkę elementów skończonych – rys. 3.



Rys. 3. Model dyskretny:
a) wiertła chirurgicznego, b) krążka symulującego kość udowa,
c) układu wiertło chirurgiczne – kość udowa

Dla przeprowadzenia obliczeń niezbędne było określenie i nadanie warunków początkowych oraz brzegowych, które z odpowiednią dokładnością odwzorowywały zjawiska zachodzące w układzie rzeczywistym. Przyjęto następujące założenia – rys. 4:

- wiertło obciążono siłą osiową z zakresu F = 20÷100 N i prędkością obrotową n = 2000 obr/min [4–6],
- umiejscowienie podpór uniemożliwiało ruch krążka w kierunku osi X, Y i Z
- zasymulowano kontakt wiertła z krążkiem symulującym kość wzdłuż krawędzi skrawających i ścinu



Rys. 4. Model obliczeniowy z naniesionymi warunkami brzegowymi F – siła, n – prędkość obrotowa, 1 – podpora stała

Zakres przeprowadzonej w pracy analizy obejmował wyznaczenie stanu odkształceń i naprężeń w obszarze części roboczej wiertła chirurgicznego w zależności od przyjętych wartości kąta wierzchołkowego ($2\kappa_1 = 90^o$ i $2\kappa_2 = 120^o$) oraz własności mechanicznych materiału wiertła – stal martenzytyczna (X39Cr13). Dla potrzeb analizy przyjęto następujące dane wartości materiałowych:

- E = 221 000 MPa, $\upsilon = 0,35$ – stal martenzytyczna (X39Cr13),
- E = 18600 MPa, $\upsilon = 0,33$ – tkanka korowa kości udowej

3. WYNIKI BADAŃ

Wyniki analizy stanu odkształceń i naprężeń zredukowanych wiertła chirurgicznego dla obydwu analizowanych w pracy wartości kąta wierzchołkowego ($2\kappa_1 = 90^o$ i $2\kappa_2 = 120^o$) wykonanego ze stali martenzytycznej X39Cr13 zestawiono w tabeli 1.

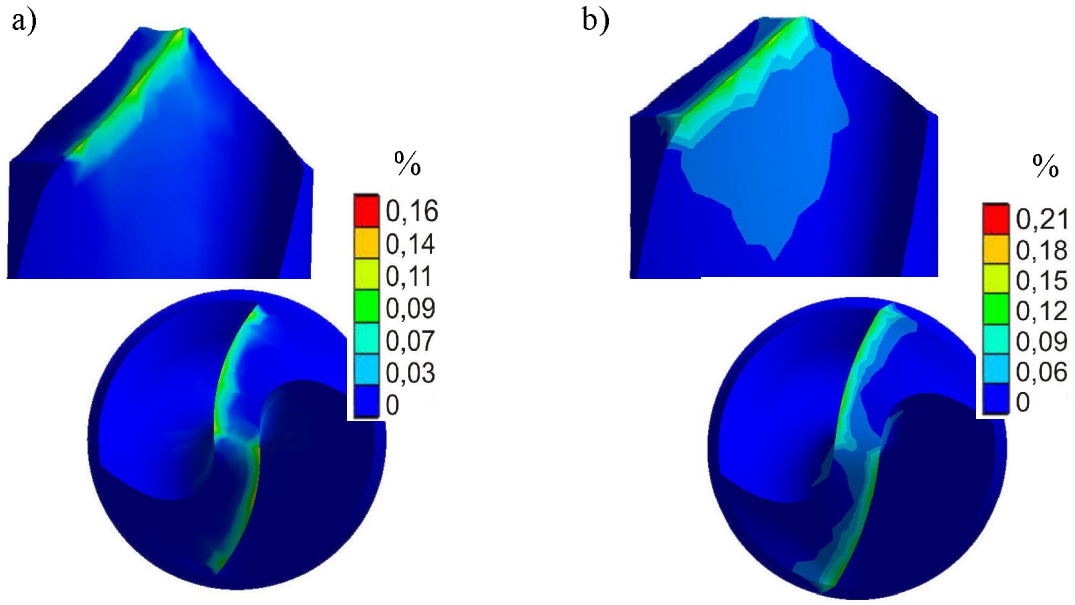
Tabela 1
Wyniki analizy numerycznej wiertła o zróżnicowanej geometrii ostrza

Kąt wierzchołkowy 2κ, °	**Siła F, N**	**Odkształcenie zredukowane ε_{max}, %**	**Naprężenie zredukowane σ_{max}, MPa**
90°	20	0,033	54
	60	0,10	161
	100	0,16	269
120°	20	0,043	58
	60	0,13	175
	100	0,21	291

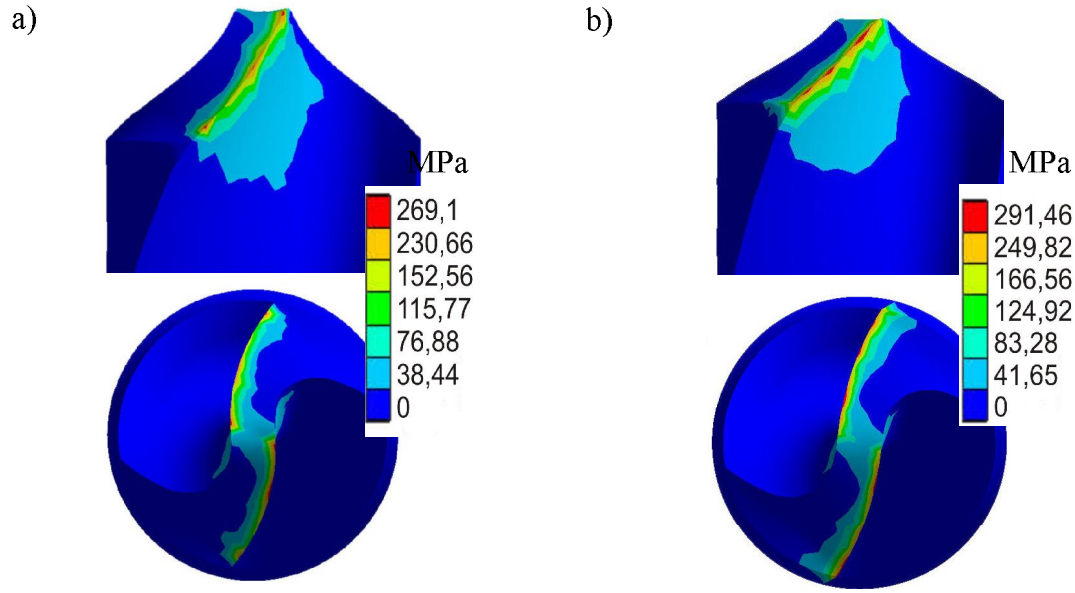
Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości odkształceń zredukowanych występujących w części roboczej wiertła. Na podstawie przeprowadzonej analizy stwierdzono, że przy minimalnym obciążeniu siłą F = 20 N maksymalne wartości odkształceń zredukowanych wynosiły odpowiednio ε_{max}= 0,033% (dla kąta $2\kappa_1 = 90^o$) i ε_{max}= 0,043% (dla kąta $2\kappa_2$= 120°). Natomiast przy maksymalnym obciążeniu siłą F = 100 N maksymalne wartości odkształceń zredukowanych wynosiły odpowiednio ε_{max} = 0,16% i ε_{max}= 0,21%. Maksymalne wartości odkształceń zredukowanych dla kąta wierzchołkowego $2\kappa_1 = 90^o$ występują w obszarze krawędzi skrawającej wiertła w pobliżu ścinu. Z kolei dla kąta $2\kappa_2$= 120° rozmieszczone są równomiernie wzdłuż krawędzi skrawającej. Niezależnie od wartości kąta wierzchołkowego wartości odkształceń zredukowanych rozkładają się symetrycznie na obydwu krawędziach skrawających. Przykładowe mapy maksymalnych odkształceń zredukowanych dla wiertła o kącie wierzchołkowym 2κ = 90° i 120° przedstawiono na rys. 5.

W dalszej części analizy wyznaczono stan naprężeń w obszarze ostrza wierteł. Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości naprężeń występujących w części roboczej wiertła. Stwierdzono, że przy minimalnym obciążeniu siłą F = 20N maksymalne wartości naprężeń zredukowanych wynosiły odpowiednio σ_{max} = 54 MPa (dla kąta $2\kappa_1 = 90^o$) i σ_{max} = 58 MPa (dla kata $2\kappa_2$ =120°). Natomiast przy obciążeniu wiertła maksymalną siłą F= 100 N wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych wynosiły odpowiednio σ_{max} = 269 MPa i σ_{max} = 291 MPa. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych dla kąta $2\kappa_1 = 90°$ występują w obszarze krawędzi skrawającej wiertła głównie w pobliżu krawędzi poprzecznej zwanej ścinem. Z kolei dla kąta $2\kappa_2$ =120° rozkład

naprężeń zredukowanych jest równomierny wzdłuż obydwu krawędzi skrawających. Niezależnie od wartości kąta wierzchołkowego obserwuje się symetryczny rozkład wartości naprężeń zredukowanych wzdłuż obydwu krawędzi skrawających. Przykładowe mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla wiertła o kącie wierzchołkowym $2\kappa = 90°$ i $120°$ przedstawiono na rys. 6.



Rys. 5. Rozkład odkształceń zredukowanych przy obciążeniu siłą F = 100 N
a) dla wiertła o kącie $2\kappa_1 = 90°$, b) dla wiertła o kącie $2\kappa_2 = 120°$



Rys. 6. Rozkład naprężeń zredukowanych przy obciążeniu siłą F = 100 N
a) dla wiertła o kącie $2\kappa_1 = 90°$, b) dla wiertła o kącie $2\kappa_2 = 120°$

4. PODSUMOWANIE

W pracy przeprowadzono biomechaniczną analizę wiertła chirurgicznego stosowanego w zabiegach osteosyntezy dla skrajnych wartości kąta wierzchołkowego – $2\kappa_1 = 90^o$ i $2\kappa_2 = 120^o$. W celu odwzorowania zjawisk zachodzących w układzie rzeczywistym opracowano uproszczony model obliczeniowy wiertło chirurgiczne – kość udowa oraz przyjęto odpowiednie warunki brzegowe – rys. 3 i 4. Uproszczenia w modelu geometrycznym analizowanego układu dotyczyły głównie geometrii kości udowej. Zasymulowano ją

w postaci walca o wysokości h = 10 mm odpowiadającej grubości tkanki korowej – rys. 2. W pracy obliczenia przeprowadzono dla wiertła wykonanego ze stali martenzytycznej (X39Cr13). Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład wartości odkształceń
i naprężeń zredukowanych występujących w części roboczej wiertła w zależności od geometrii jego ostrza. Największe wartości odkształceń i naprężeń zredukowanych występowały w wiertle o kącie wierzchołkowym $2\kappa_2 = 120^o$ – tabela 1, rys. 5, 6. Uzyskane w pracy wyniki analizy numerycznej mogą stanowić podstawę do optymalizacji geometrii ostrza narzędzi chirurgicznych oraz doboru własności mechanicznych materiału do ich wytwarzania.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy

LITERATURA

[1] Paszenda Z., Tyrlik-Held.: Instrumentarium chirurgiczne. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2003
[2] Marciniak J., Paszenda Z., Kaczmarek M., Szewczenko J., Basiaga M., Gierzyńska-Dolna M., Lacki P.: Wear investigations of tools used in bone surgery, Journal of Achievements In Materiale and Manufacturing Engineering , vol. 20, no.1-2, 2007, pp. 259-262
[3] Marciniak J., Paszenda Z., Szewczenko J., Kaczmarek M., Basiaga M., Gierzyńska-Dolna, Lacki P.: The quality of tools used in bone surgery, Problemy Eksploatacji 4, 2006, s. 179-186
[4] Hillery M., Shuaib I.: Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. Journal of Materials Processing Technology 92-93, 1999, pp. 302-308
[5] Hirt U., Auer J., Perren S.: Drill bit failure without implant involvement an intraoperative complication in orthopaedic surgery. International Journal Of The Care Of The Injured, vol. 23, 1992, pp. 5-16
[6] Udiljak T., Ciglar D, Skoric S.: Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. Advances in Production Engineering&Management 2, 2007, pp.103-112
[7] Bachus K., Rondina M., Huntchinson D.: The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. Medical Engineering & Physics 22, 2000, pp. 685–691
[8] Allotta B., Belmonte F., Bosio L., Dario P.: Study on a mechatronic tool for drilling in the osteosynthesis of long bones: tool / bone interaction, modeling and experiments. Mechatronics, vol. 6, no. 4, 1996, pp. 447-459

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SURGICAL DRILL - BONE SYSTEM

Summary. The aim of the work was determination of biomechanical analysis of a surgical drill – bone system in simulated conditions of drilling in a bone. Geometrical models of the surgical drill of diverse geometry of the edge ($2\kappa_1 = 90^o$ and $2\kappa_2 = 120^o$) and the disc simulating femur were worked out. Calculations were carried out for the drill made of martensitic steel (X39Cr13). The effect of numerical analysis was determination of strains and stresses in working part of the drill as a functional of the applied loading F = 20-100 N and rotational speed n = 2000 rpm .

Andrzej POLECKI, Ryszard GRĄDZKI, Katedra Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

MODEL NUMERYCZNY SZCZĘKI DO ZABIEGU PODNIESIENIA DNA ZATOKI SZCZĘKOWEJ

Streszczenie. W pracy została przedstawiona procedura zabiegu podniesienia dna zatoki szczękowej. Zbudowano model numeryczny szczęki w systemie ANSYS na podstawie zdjęć CT oraz modelu fizycznego z podziałem kości na część korową i gąbczastą. Przedstawiono wstępne symulacje numeryczne dla zadanych obciążeń. Opracowany model numeryczny szczęki będzie przedmiotem dalszych analiz wytrzymałościowych, które dadzą odpowiedź na pytanie jak zabieg podniesienia dna zatoki szczękowej wpływa na rozkład naprężeń i odkształceń w tylnym obszarze szczęki.

1. WSTĘP

Badania układu stomatognatycznego człowieka zajmują czołowe miejsce w biomechanice. W literaturze przedmiotu można znaleźć bardzo dużo prac poświęconych badaniom żuchwy, natomiast niewiele jest doniesień literaturowych poświęconych badaniom biomechanicznym górnej szczęki. Powodem tego stanu rzeczy jest znacznie bardziej skomplikowana budowa anatomiczna szczęki od żuchwy. Przedmiotem niniejszej pracy jest opracowanie modelu numerycznego szczęki, który w dalszym etapie badań zostanie poddany analizie wytrzymałościowej w kontekście podniesienia dna zatoki szczękowej. Opracowany model numeryczny kości szczęki będzie służył jako „fundament" do dalszych badań naukowych z zastosowaniem metody elementów skończonych "MES" nad zabiegiem podniesienia dna zatoki szczękowej.

2. ZABIEG PODNIESIENIA DNA ZATOKI SZCZĘKOWEJ

Odbudowa brakującego uzębienia za pomocą implantów jest jedną z najczęstszych metod leczenia pacjentów. Bardzo często spotykamy się z sytuacją, w której wprowadzenie implantów śródkostnych w tylnym odcinku szczęki jest utrudnione ze względu na zbyt dużą pneumatyzację zatoki szczękowej (zatoką nazywamy przestrzeń pneumatyczną mieszczącą się obustronnie w trzonie szczęki) oznacza to, że kość znajdująca się między dnem zatoki i brzegiem wyrostka zębodołowego ma zbyt mały wymiar pionowy aby można było umieścić w niej implant. W takiej sytuacji należy dokonać u pacjentów zabiegu podniesienia dna zatoki szczękowej czyli wprowadzenia kości autogennej lub biomateriałów w przestrzeń powstałą między dnem zachyłka zębodołowego zatoki szczękowej, a uniesioną błoną śluzową wyścielającą ten zachyłek.

a) b)

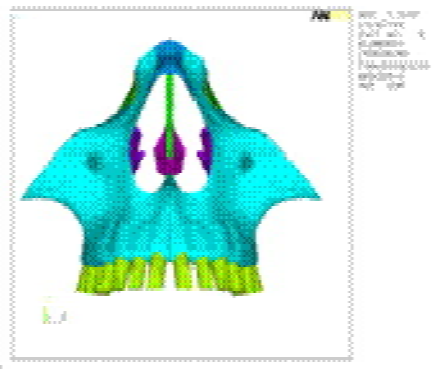
Rys.1. Podniesienie dna zatoki szczękowej metodą otwartą: a) otwarcie zatoki, b) wypełnienie materiałem kościozastępczym [10]

Istnieją dwie metody chirurgicznego podnoszenia dna zatoki szczękowej tj: metoda otwarta oraz metoda zamknięta. Przy metodzie otwartej przedstawionej na rys. 1 możemy podnieść zatokę w granicach 5,0-8,0 mm, więcej niż przy metodzie zamkniętej. Najpierw tworzy się okno dostępu do dna zatoki po czym delikatnie podważa błonę śluzową zatoki i wprowadza wypełnienie.

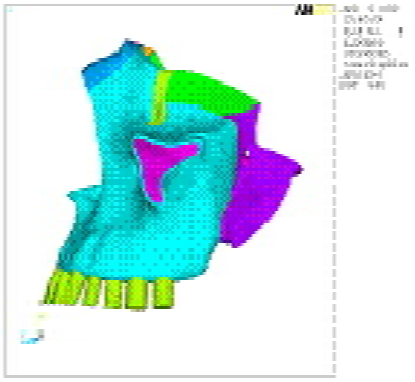
Przeprowadzenie zabiegu podniesienia dna zatoki szczękowej umożliwia wykonanie implantacji oraz pozwala na zastosowanie dłuższych implantów ze względu na możliwość uzyskania ich stabilizacji po wszczepieniu.

3. BUDOWA MODELU NUMERYCZNEGO SZCZĘKI

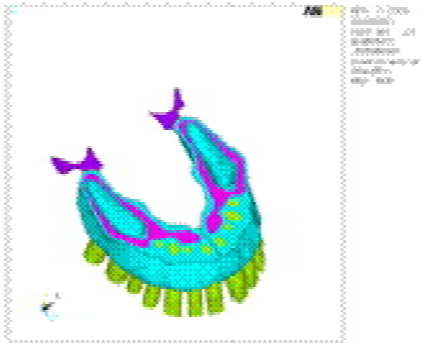
Zbudowano dokładny model numeryczny szczęki w systemie ANSYS na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej oraz modelu fizycznego w skali 1:1 z uwzględnieniem zębów. W modelu wyodrębniono kość gąbczastą oraz korową. Przy budowie modelu współpracowano z Politechniką Warszawską. Przyjęto, że materiał szczęki jest materiałem izotropowym o następujących właściwościach materiałowych: dla kości zbitej (korowej): E=14000 MPa, ν=0.3 zaś dla kości gąbczastej (trabekularnej): E=500 MPa, ν=0.16 [6]. Połączenia kości modelowano jako elementy podatne. Model tworzono metodą z dołu do góry (Bottom-Up) w której tworzenie zaczyna się od punktów , a następnie wykorzystując te punkty buduje się elementy geometryczne wyższego rzędu – linie, powierzchnie i objętości. Zamodelowano połowę szczęki, zaś drugą połowę stworzono jako symetryczne odbicie pierwszej. Zastosowano element skończony typu Solid 45 (ośmiowęzłowy element bryłowy służący do modelowania trójwymiarowych struktur.). Wygenerowano siatkę elementów skończonych typu „free mesh” nieregularną. Widok modelu MES szczęki przedstawia rys.2.



a)



b)



c)

Rys.2. Widok modelu MES szczęki: a) w płaszczyźnie czołowej, b) w płaszczyźnie strzałkowej, c) przekrój przez zatoki szczękowe

3.1. Symulacje numeryczne dla zadanych obciążeń

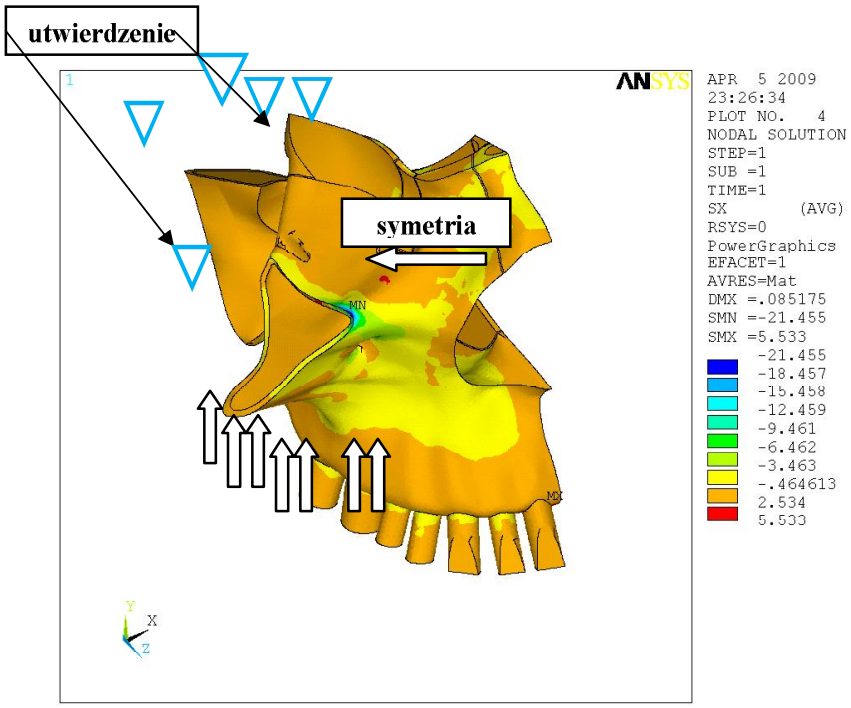
Do wstępnych symulacji numerycznych przyjęto obciążenia pod postacią ciśnienia przyłożonego do powierzchni zębów. Zadano sumaryczną siłę obciążającą o wartości 600N rozłożoną na poszczególne zęby zgodnie z wartościami przedstawionymi w tabeli 1. Numery zębów przyjęto zgodnie z numeracją medyczną tj. numery 1-2 odpowiadają zębom przednim, numer 3 przyjęto dla kła, numery 4-5 dla przedtrzonowców, zaś 6-7 dla trzonowców.

Przyjęto, że podczas zgryzu najmniej obciążone są zęby przednie, a najbardziej trzonowe. Wartości sił podane w nawiasach zostały przyjęte dla poszczególnych par zębowych.

Tabela 1. Zadane wartości obciążeń na poszczególne zęby

Nr zęba	**Pole przekroju poprzecznego[mm²]**	Siła [N]	Ciśnienie[MPa]
	S	**F**	**p**
1	16,084	10 **(20)**	0,62
2	12,255	20(**40**)	1,63
3	17,437	30(**60**)	1,72
4	18,947	40(**80**)	2,11
5	17,48	50(**100**)	2,86
6	42,21	70(**140**)	1,66
7	35,414	80(**160**)	2,26

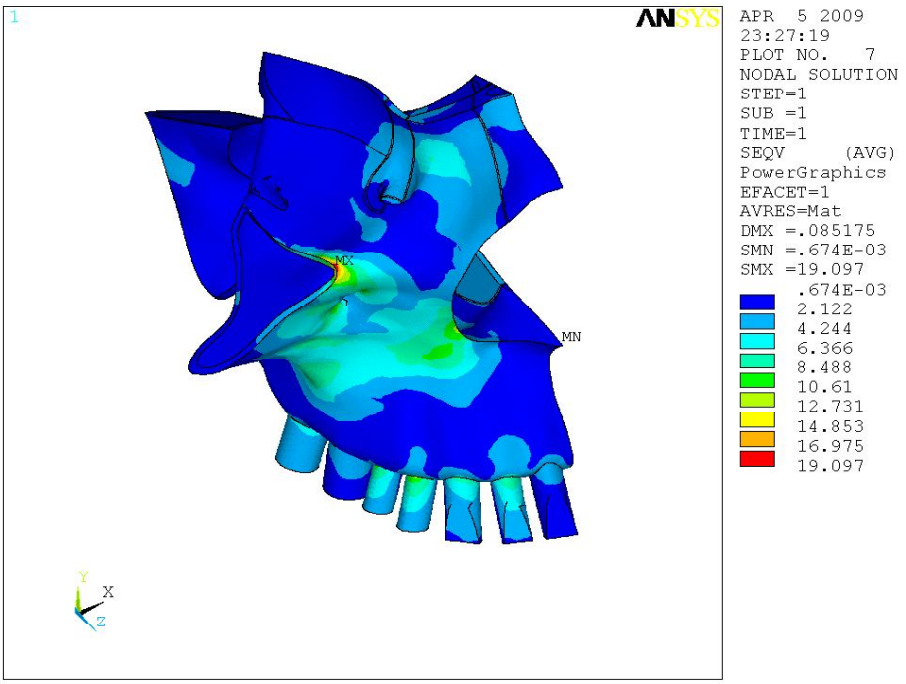
Założono utwierdzenie modelu w miejscach styku kości szczęki z kością jarzmową oraz z kością czołową przedstawione na rys. 3.



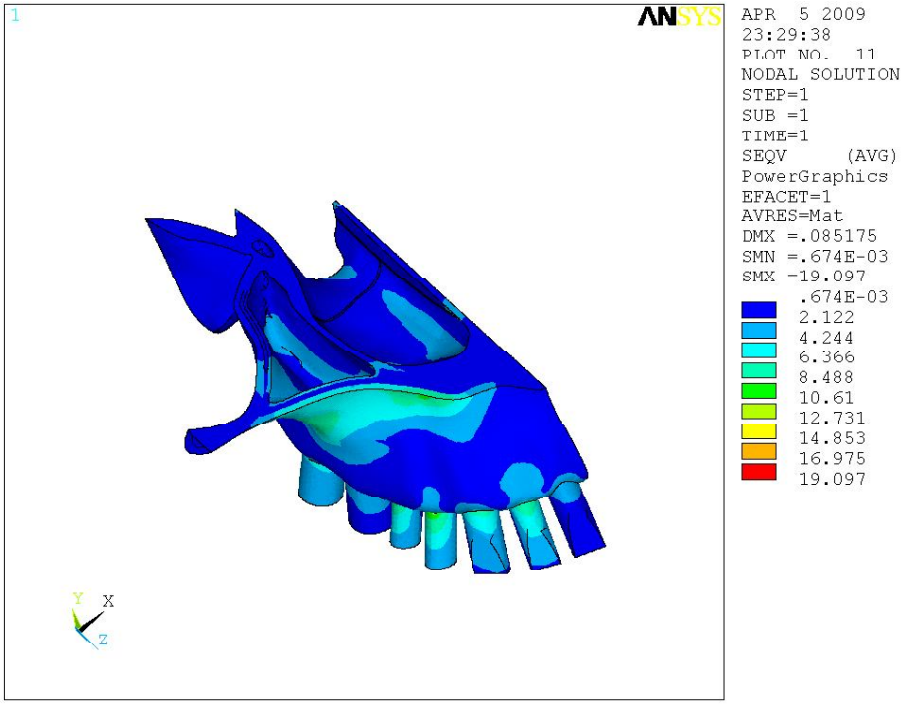
Rys. 3. Sposób utwierdzenia modelu i zadanie obciążeń

Rozkłady naprężeń zredukowanych wg Hubera – Misesa dla szczęki przedstawiono na rys. 4.

a)



b)



Rys. 4. Rozkłady naprężeń zredukowanych wg Hubera-Misesa: a) w połowie modelu b) w wewnętrznej stronie zatoki szczękowej

Na podstawie przeprowadzonej wstępnie analizy numerycznej można zauważyć niewielką koncentrację naprężeń w obszarze na połączeniu z kością jarzmową spowodowaną utwierdzeniem modelu w tym miejscu. Należy jednak uznać, iż uzyskane rozkłady naprężeń w modelu szczęki odpowiadają rzeczywistym rozkładom naprężeń.

4. ZAPLANOWANIE DALSZYCH BADAŃ

W dalszym etapie badań należy opracować model numeryczny implantu stomatologicznego oraz umieścić go w stworzonym modelu szczęki w miejscu zęba trzonowego o numerze 6 lub 7. Następnie dno zatoki należy wypełnić materiałem kostnym. Implantowi oraz materiałowi kostnemu należy przypisać odpowiednie właściwości materiałowe. Należy zadać obciążenia i dokonać symulacji numerycznych. W założeniu badawczym analiza numeryczna połączenia implantu z kością oraz zabiegu podniesienia dna zatoki szczękowej ma dać odpowiedź na pytanie jak zabieg ten wpływa na rozkład naprężeń i odkształceń w szczęce.

LITERATURA

[1] Bartkowski S.: Chirurgia szczękowa. Kraków: Wyd Collegium Medicum UJ, 1996.
[2] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, Zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
[3] Będziński R., Tyndyk M.: Experimental methods of stress and strain analysis in orthopaedics biomechanics, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 2, No. 2, 2000, pp.3-23.

[4] Flieger S.: Traumatologia szczęk i twarzy. Warszawa: PZWL, 1985.
[5] Milewski G.: Wytrzymałośiowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii. Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej, seria Mechanika, nr 89, Kraków, 2002.
[6] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty biomechaniki żuchwy, rozdział 9, Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000 pod redakcją Macieja Nałęcza tom 5,Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2004, ss.613 – 629.
[7] Niezgodziński T.: Wytrzymałość materiałów. Warszawa: Państwowe Wydawnictwo Naukowe, 1981.
[8] Rakowski G.: Metoda elementów skończonych. Wybrane problemy. Warszawa: Oficyna Wydawnicza PW, 1996
[9] Zagrajek T., Krzesiński G., Marek P.: Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Ćwiczenia z zastosowaniem systemu ANSYS. Warszawa: Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2006.
[10] Źródło internetowe .: http://www.impl/odbudowa/zatoki.html.

NUMERIC MODEL OF A JAW OF A PROCEDURE FEATURING ELEVATION OF THE BOTTOM OF A MAXILLARY SINUS

Summary. This work presents the procedure featuring elevation of the bottom of a maxillary sinus. A numeric model of a jaw was developed in the ANSYS system based on the CT photos and a physical model with division of the existing bone into core and spongy parts. Initial numeric simulations for the target load factors were also presented. The developed numeric model of a jaw will be subject to further resistance tests, which will provide the answer to the question on how the course of the procedure featuring elevation of the bottom of a maxillary sinus impacts the distribution of load and deformations in the back part of a jaw.

Aleksandra ROGALIŃSKA, Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń
Maciej HAJDUGA, Katedra Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko- Biała; Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń

ZMIANA STĘŻEŃ PIERWIASTKÓW NA GRANICY POŁĄCZENIA METAL- CERAMIKA W UZUPEŁNIENIU PROTETYCZNYM

Streszczenie. Temat pracy obejmuje ocenę charakteru połączenia metal- ceramika w konstrukcji protetycznej korony złożonej, licowanej ceramiką na podbudowie metalicznej. Praca określa cechy struktury metalicznej, którą bezpośrednio po odlaniu w masie osłaniającej chłodzono w bieżącej wodzie o temp. 15 ^{0}C. Wykonane badania ujawniły wady w strukturze metalicznej, zmianę stężeń pierwiastków, skład w poszczególnych miejscach próbki (w warstwie ceramicznej, metalicznej i na granicy połączenia metal- ceramika), przedstawiły obraz struktury i identyfikację składników strukturalnych oraz pozwoliły określić charakter połączenia pomiędzy dwoma fazami, tworzącymi uzupełnienie protetyczne.

1. WSTĘP

Najpowszechniejszym uzupełnieniem protetycznym jest korona licowana ceramiką na podbudowie metalicznej. Struktura taka podtrzymuje porcelanę i poprawia jej odporność podczas aktu żucia, na pionowe siły zgryzowe w jamie ustnej. Niezbędnym warunkiem uzyskania trwałego połączenia napalanej ceramiki na metal, stanowi wystąpienie reakcji chemicznej pomiędzy tymi składnikami oraz odpowiednio przeprowadzona procedura laboratoryjna wszystkich etapów pracy w procesie wytwarzania korony protetycznej. [1] [2] Połączenie to może być dyfuzyjne, adhezyjne lub pseudodyfuzyjne.
Praca ma ujawnić charakter połączenia metal- ceramika w analizowanym uzupełnieniu protetycznym, określić cechy budowy wewnętrznej oraz wady powstałe na granicy połączenia metal- ceramika.

2. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ I PROCEDURY

Do sporządzenia próbek użyto materiałów pomocniczych jakimi były: wosk odlewowy, masa osłaniająca Castorit Super C oraz materiały podstawowe: stop dentystyczny Wiron 99 i porcelana Finoceram. [3]

Pierwszym etapem przygotowania koron złożonych jest wymodelowanie w wosku odlewowym pierwowzorów czapeczek, które w dalszym procesie będą odlewane w metalu i będą stanowić podbudowę. Następnie wykonano formę odlewniczą po czym zalano ją masą osłaniającą w celu uzyskania pierścienia odlewniczego. Pierścień odlewniczy poddano procesowi wygrzewania- odlano i chodzono pod strumieniem wody bieżącej o temp. ok. 15^{0}C. Po ostudzeniu odlew wybito z masy osłaniającej, oczyszczono mechanicznie i przystąpiono do licowania ceramiką. Zapoczątkowano wypiaskowaniem, nałożono

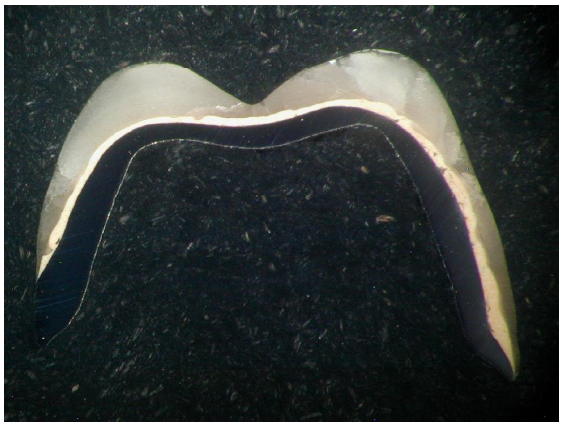
porcelanę opakerową (mającą na celu zamaskowanie koloru metalu oraz) następnie porcelaną przyszyjkową, zębinową oraz szkliwną, modelując kształt przyszłej korony. Każdą nałożoną warstwę z osobna poddawano procesowi wypalania w piecu ceramicznym, zgodnie z zaleceniami producenta. Na koniec nałożono glazurę, by uzyskać zadowalający efekt końcowy gotowej konstrukcji protetycznej. [3]

Po wykonaniu uzupełnienia protetycznego wykonano zgład metalograficzny, który umożliwił uzyskanie próbki do badań. Odpowiednio przygotowany zgład metalograficzny: powierzchnie próbki dokładnie wyrównane, oszlifowane, wypolerowane, stanowił podstawę do przeprowadzania badań metalograficznych makro- i mikroskopowych oraz mikroanalizy rentgenowskiej. Badania wykonywano zarówno na zgładach nietrawionych i trawionych.

3. BADANIA WŁASNE

3.1. Badania metalograficzne makroskopowe

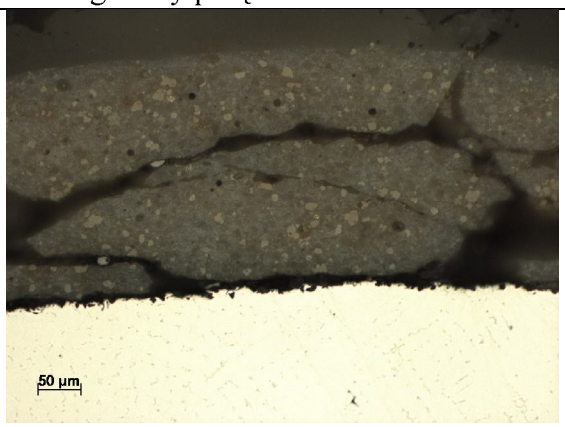
Polegają na obserwacji powierzchni próbek wypolerowanych lub wytrawionych za pomocą odpowiedniego odczynnika, okiem nieuzbrojonym lub przy nieznacznym powiększeniu. [4] (Rys. 1.)



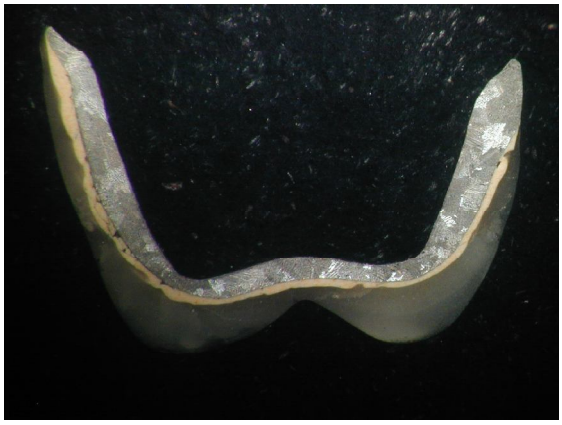
Rys. 1. Widok zainkludowanej korony
próbki A, przekrój porcelana- metal, pow. 10x

3.2. Badania metalograficzne mikroskopowe

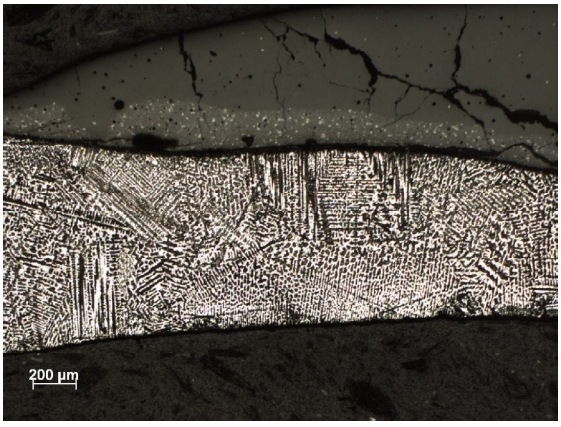
Służą do ujawnienia struktury metali i ich stopów oraz wad niewidocznych przy obserwacji okiem nieuzbrojonym. Pozwalają one na rozróżnienie składników strukturalnych i określenie ich morfologii, ilości, wymiarów i rozmieszczenia. [5] [6] (Rys. 2, 3, 4, 5, 6)



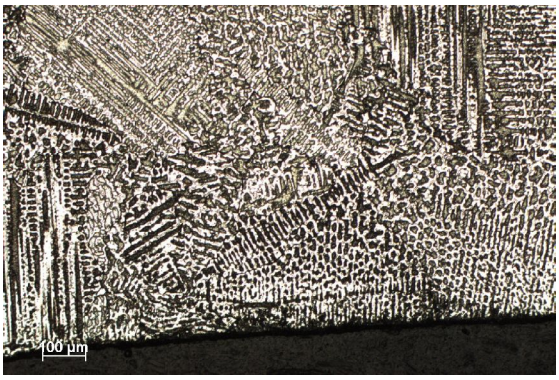
Rys. 2. Pęknięcia w warstwie porcelany oraz brak połączenia metal- ceramika, próbka nietrawiona,pow. 200x



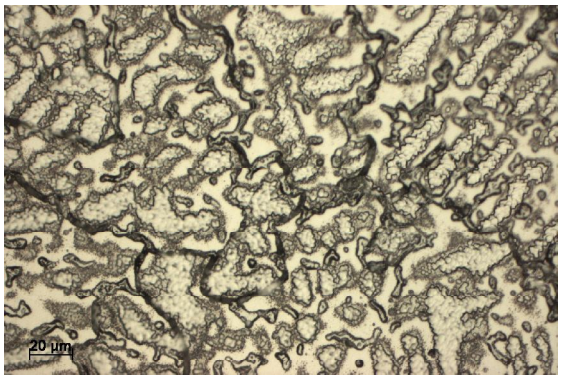
Rys. 3. Mikrostruktura trawiona, pow. 10x



Rys. 4. Struktura dendrytyczna próbki, pow. 50x



Rys. 5. Szczegół rys. 4, pow. 100x



Rys. 6. Widoczne zanieczyszczenia, pow. 500x

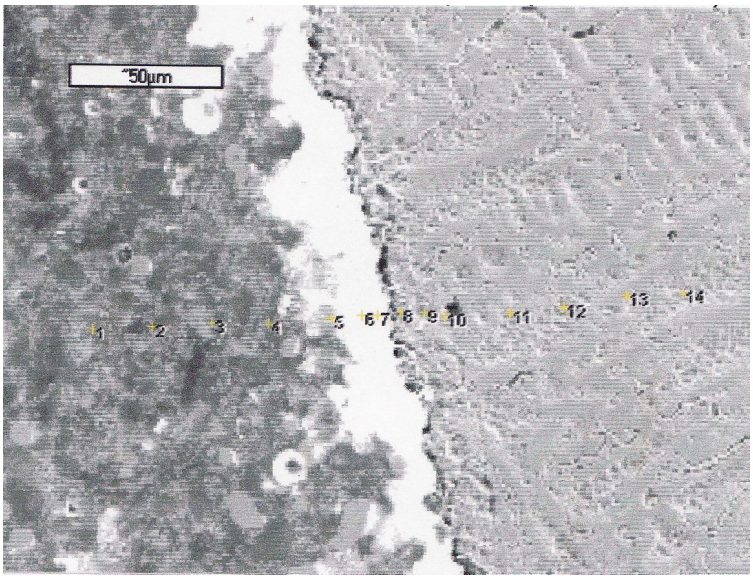
3.3. Mikroanaliza rentgenowska

Mikroanaliza rentgenowska miała na celu określić identyfikację pierwiastków w warstwie metalicznej i ceramicznej oraz na granicy połączenia metal- ceramika, jak i charakter połączenia pomiędzy dwoma fazami. [7] (Rys. 7)

W wyniku naświetlania powierzchni próbki pierwotną wiązką elektronową następuje emisja promieniowania rentgenowskiego z badanego materiału. Widmo tego promieniowania składa się z ciągłego tła i nałożonych na to tło pików o określonej energii oraz natężeniu,

zwanych pikami charakterystycznego promieniowania rentgenowskiego. Odpowiadają one wyemitowanym z próbki liniom widmowym o dużym w stosunku do tła natężeniu. [6] [7]

Analiza punktowa:



Rys. 7. Analizowany fragment próbki na granicy ceramika- metal, pow. 500x.

Analiza ilościowa:

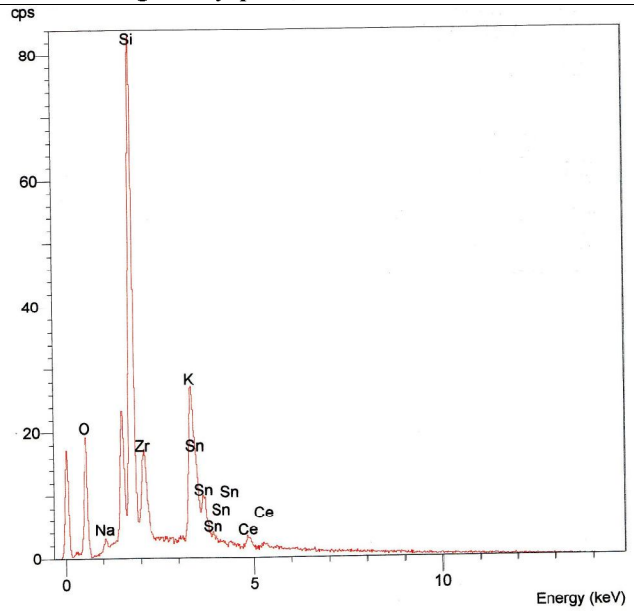
Wyniki analizy podano w tabeli 1.

Tabela 1. Wartości % pierwiastków w poszczególnych punktach analizy:

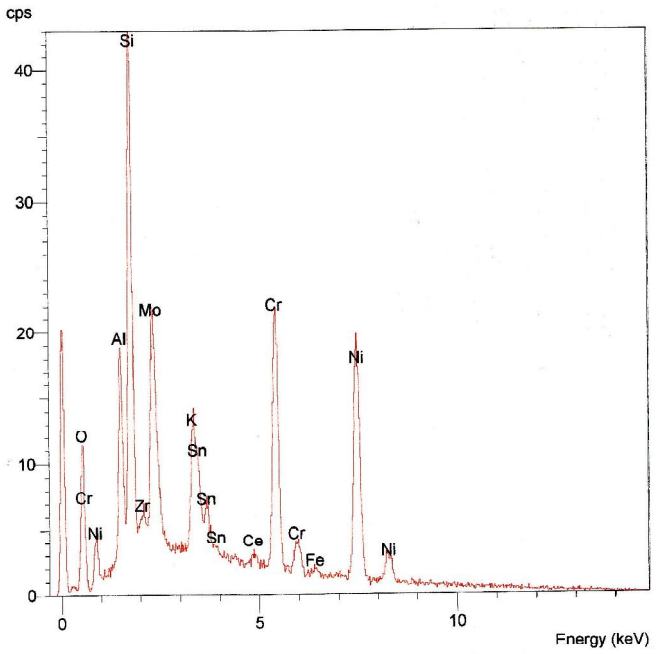
pierwiastek	pkt 1 [%]	pkt 2 [%]	pkt 3 [%]	pkt 4 [%]	pkt 5 [%]	pkt 6 [%]	pkt 7 [%]	pkt 8 [%]	pkt 9 [%]	pkt 10 [%]	pkt 11 [%]	pkt 12 [%]	pkt 13 [%]	pkt 14 [%]
O	30,29	31,01	30,37	32,61	31,94	31,58	31,59	19,42	11,55	4,8	0	0	0	0
Na	1,03	0,86	1,05	1,06	1,07	1,12	0,93	0,43	0,13	0	0	0	0	0
Al.	5,52	5,7	5,76	6,46	6,06	6,24	6,8	6,68	5,17	3,63	0,11	0,09	0	0,16
Si	21,77	21,78	22,26	24,65	23,79	24,71	23,57	18,12	12,29	7,08	2,32	2,37	2,49	2,18
K	10,04	10,47	11	11,12	11,53	11,42	10,48	7,58	4,01	1,72	0,08	0	0	0
Zr	12,65	11,48	12,47	8,83	9,88	4,97	4,98	2,88	1,92	0,5	0,08	0,83	0	0
Cr	0	0	0	0	0	0,25	1,42	8,73	14,83	20,77	27,67	27,03	27	27,07
Ni	0	0	0	0	0	0,14	1,4	14,1	26,35	39,23	51,72	52,01	50,64	52,5
Mo	0	0	0	0	0	0,26	1,14	9,63	14,76	18,62	16,12	16,51	18,31	16,66
Sn	16,1	15,41	13,3	11,28	12,03	15,15	13,91	9,48	7,65	2,55	0,78	0,05	0,57	0,44
Ce	2,61	3,29	3,79	3,99	3,7	4,16	3,8	2,95	1,34	0,42	0	0	0	0
Fe	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,68	1,12	1,12	0,98	0,98

Analiza jakościowa:

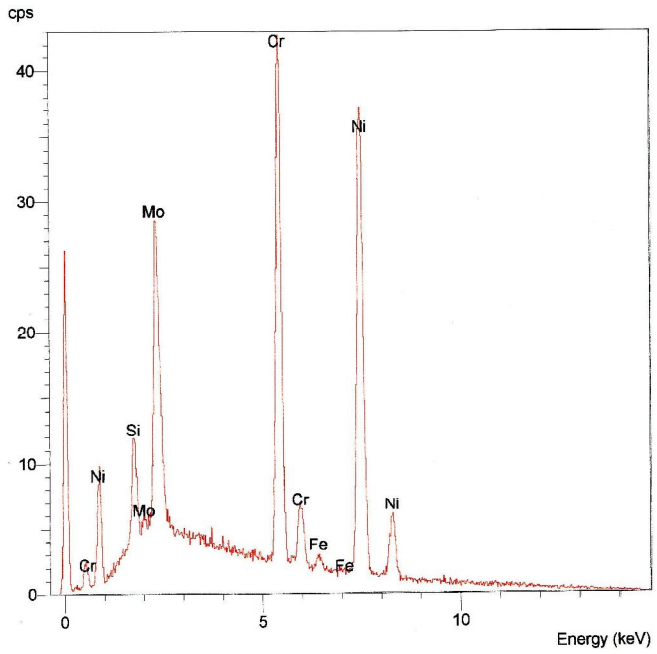
Natomiast wyniki analizy jakościowej przedstawiono w obrazie widma energodyspersyjnego EDS zamieszczono na Rys. 8, 9, 10.



Rys.8. Widmo energodyspersyjne (EDS)
w pkt. 2 analizowanej próbki- warstwa ceramiczna

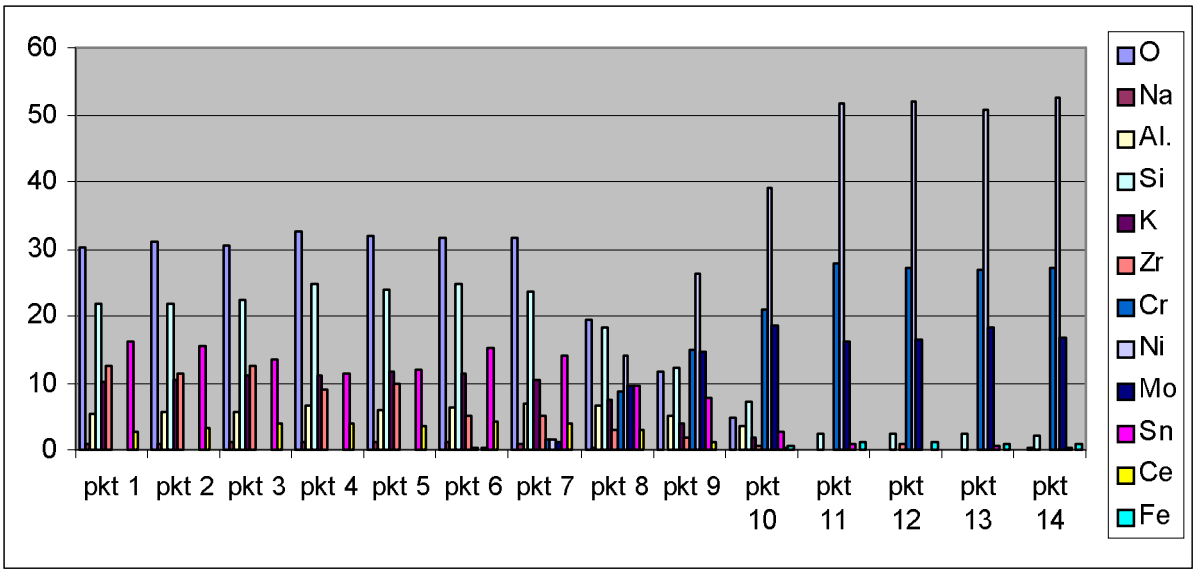


Rys. 9. Widmo energodyspersyjne (EDS) w pkt. 8 analizowanej próbki- granica połączenia metal- ceramika



Rys. 10. Widmo energodyspersyjne (EDS) w pkt. 13 analizowanej próbki- warstwa metaliczna.

Zestawienie zmian stężeń pierwiastków w punktach połączenia faz ceramika- metal podano na Rys. 11.



Rys. 11. Punkty (od pkt. 1 do pkt. 5- warstwa ceramiczna; od pkt 6 do pkt.8- granica połączenia metal- ceramika; od pkt. 9 do pkt. 14- warstwa metaliczna)

4. WYNIKI BADAŃ- DYSKUSJA I WNIOSKI

Badania wykonano zarówno na zgładach nietrawionych jak i trawionych.
Zgład nietrawiony stanowił element do przeprowadzenia badań makroskopowych i mikroskopowych. Celem obserwacji zgładu nietrawionego było przeanalizowanie miejsca styku połączenia metal- ceramika, zaobserwowanie ewentualnych wad i nieprawidłowości w tym obszarze. Próbkę w przypadku badań metalograficznych makroskopowych powiększono 10x. (Rys.1.) Powiększenie to dało możliwość oceny grubości nałożonych warstw oraz wizualną ocenę estetyczności wykonania uzupełnienia protetycznego.
Zgład trawiony był poddany badaniom makroskopowym i mikroskopowym. W obserwacjach makroskopowych można było zaobserwować jedynie ogólną strukturę metaliczną. (Rys. 3.)

Badania metalograficzne mikroskopowe, oceniono przy powiększeniu 200x oraz 500x.
Powiększenie 200-krotnie wykazało brak przylegania ceramiki do metalu na granicy połączenia porcelana- metal. Pęknięcia występują jedynie w warstwie opakerowej, czyli tej części porcelany, która bezpośrednio styka się z podbudową metaliczna. Mikropęknięcia nie obejmują kolejnych warstw ceramiki- zebinowej i szkliwnej.

Na podstawie analizy procentowej zawartości pierwiastków w analizowanej próbce, zarówno w warstwie ceramicznej, metalicznej jak i na granicy połączenia metal- ceramika, można wysnuć wnioski, iż połączenie pomiędzy warstwą ceramiczną licowaną na podbudowę metaliczną ma charakter dyfuzyjny.
Pierwiastki Cr, Ni, Mo dyfundują z warstwy metalicznej do warstwy ceramicznej. Pierwiastki te są podstawowym składem stopu metalicznego, jakiego użyto do wykonania korony złożonej licowanej ceramiką na podbudowie metalicznej. Dyfundują jedynie na granicy połączenia z ceramiką.
Pierwiastki O, Na, K, Zr, Ce składowe materiału ceramicznego, na granicy połączenia z metalem wnikają one także wierzchnie warstwy metaliczne, nie tylko na granicy połączenia. (Rys. 11.)

LITERATURA

[1] Majewski S.: Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej. Sanmedica, Warszawa 1997;
[2] Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C. : Materiały stomatologiczne. Wyd. I Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000;
[3] Rogalińska A., Hajduga M.: Aktualne problemy biomechaniki. Politechnika Śląska Katedra Mechaniki Stosowanej. Zeszyt 2;
[4] Okoniewski S.: Technologia metali. Wydawnictwo Szkolne i Pedagogiczne
[5] Dobrzański L.A.: Metaloznawstwo z podstawami nauki o materiałach. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1996;
[6] Jędrzejczak J.: Badania odbiorcze materiałów metalowych. Wydawnictwo Komunikacyjne, Warszawa 1954;
[7] Szummer A.: Mikroanaliza rentgenowska ciał stałych. VI Krajowe sypozjum szkoleniowe, Jabłonna 1981;
[8] Rubel S., Rosołowski S.: Pracownia analizy chemicznej. Państwowe wydawnictwo szkolnictwa zawododowego;
[9] Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. Wydawnictwo SZS-W, Kraków 1998;
[10] Koeck B.: Protetyka stomatologiczna: Korony i mosty. Wydawnictwo Medyczne Urban& Partner, Wrocław 2000;
[11] Basic of the Optical Microscope- Olympus Ltd, 1995.

THE CHANGE IN ELEMENTS CONTRUCTION AN BORDER OF CONNECTION BETWEEN A METAL BASIS AND CERAMICS IN THE PROSTHETIC RESTORATION

Summary. The topic of the thesis includes the estimation of combination metal with ceramics in denture prosthesis crown, harmonized with ceramics on metal base. The thesis determines features of metal structure which directly after the casting in screnning substance cooled in running water. The research shown failures in metal structure, the change in elements construction, composition in particular places of the sample (in ceramic and metal layer and on the boundry betwean them) shown the image of its structure and identification of structural ingredients and allowed to determine the combination between two phases creating the prosthetic restoration.

Dawid ROJ[1], Janusz WRÓBEL[1], Janusz JEŻEWSKI[1], Marian KOTAS[2], Tomasz PRZYBYŁA[2] [1] Dział Informatyki Biomedycznej, Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, Zabrze [2] Zakład Elektroniki Biomedycznej, Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

WYBRANE ASPEKTY REJESTRACJI MECHANICZNEJ AKTYWNOŚCI SERCA PŁODU, A DOKŁADNOŚĆ POMIARU ZMIENNOŚCI RYTMU

Streszczenie. Podstawową metodą rejestracji rytmu pracy serca płodu jest monitorowanie mechanicznej czynności serca, na podstawie analizy efektu przesunięcia dopplerowskiego wiązki ultradźwiękowej, odbitej od poruszających się zastawek. Złożony kształt sygnału, obejmującego liczne zdarzenia ruchowe w ramach jednego cyklu serca, sprawia, że pomiar okresowości może być obarczony błędem. W pracy omówiono wpływ położenia przetwornika ultradźwiękowego na dokładność pomiaru rytmu serca oraz możliwość poprawy precyzji przez analizę sygnału dopplerowskiego w ograniczonych pasmach.

1. WSTĘP

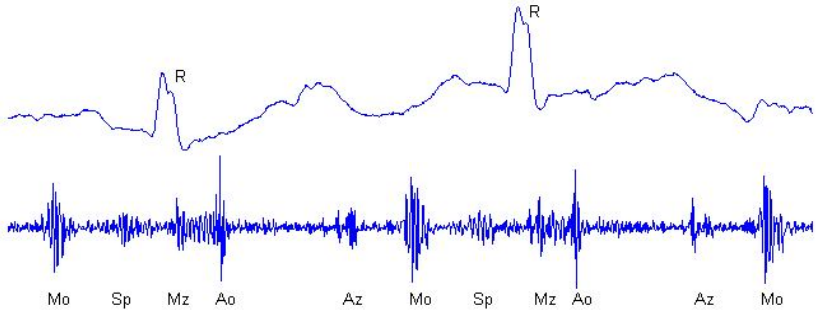
Monitorowanie płodu w czasie ciąży i porodu prowadzone jest w celu uzyskania pewności, że wszystkie istotne dla życia narządy płodu są prawidłowo ukrwione i utlenowane. Niestety, współczesna technologia nie pozwala na bezpośredni wewnątrzmaciczny pomiar tych parametrów. Jako wielkość zastępcza, pośrednio wskazująca na właściwy rozwój płodu, monitorowana jest zmienność rytmu serca w odniesieniu do aktywności ruchowej płodu lub czynności skurczowej macicy. Wśród różnych technik rejestracji sygnału czynności serca płodu najbardziej popularną jest pośrednia metoda dopplerowska. W przeciwieństwie do bezpośredniej elektrokardiografii z główki płodu, metoda ta jest absolutnie nieinwazyjna, a ponadto umożliwia monitorowanie płodu również w czasie ciąży [1].

Analiza rytmu serca płodu polega na wykrywaniu skurczów i rozkurczów serca, na podstawie analizy efektu przesunięcia dopplerowskiego wiązki ultradźwiękowej, odbitej od poruszających się zastawek. Fala łatwo przenika przez tkankę miękką, a jej część odbija się od powierzchni, gdzie oporność akustyczna nagle zmienia się skokowo, np. na styku dwóch różnych ośrodków. Jeśli takie połączenie tkanek jest w ruchu względem źródła ultradźwięków, to częstotliwość fali odbitej zostaje przesunięta względem pierwotnego sygnału zgodnie z efektem Dopplera.

2. METODYKA

Wiązka ultradźwięków napotykając serce płodu odbija się od różnych powierzchni rozdzielających dwa ośrodki: serce i krew. Część z tych powierzchni porusza się okresowo zgodnie z częstością uderzeń serca. Mechaniczną czynność płatków zastawki charakteryzuje wysoka prędkość, co sprawia, że fala od nich odbita ma znacząco przesuniętą częstotliwość. Dzięki temu można wyróżnić echo pochodzące od zastawek na tle innych ech obecnych w sygnale odbitym [2]. Szczegółowo analizując przesunięcie dopplerowskie w odbitej fali ultradźwiękowej, możliwe jest wyznaczenie długości poszczególnych cykli serca. Sygnał dopplerowski zawiera zwykle informację o wszystkich ruchach występujących w obrębie serca płodu, jednak obserwowane prędkości mogą się znacznie różnić [4]. Decyduje o tym

rzeczywista prędkość poruszania się powierzchni odbijającej wiązkę ultradźwiękową oraz kąt padania wiązki, gdyż rejestrowana jest tylko składowa prędkości równoległa do kierunku rozchodzenia się fali. Oznacza to, że od położenia przetwornika ultradźwiękowego uzależnione jest, które ze zdarzeń występujących w cyklu serca będą dominowały w rejestrowanym sygnale. Złożony kształt sygnału obwiedni, w której występuje wiele szczytów w ramach jednego cyklu serca, znacznie utrudnia pomiar okresowości. Wyznaczenie długości interwału wymaga pomiaru odległości między tymi szczytami w sygnale obwiedni, które odpowiadają tym samym ruchom składowym w kolejnych cyklach serca. Stosunkowo łatwo jest więc popełnić błąd skrócenia lub wydłużenia okresu przez pomiar interwału pomiędzy niewłaściwymi impulsami w obwiedni. Ponadto, wynik pomiaru długości interwału może być różny, w zależności od tego, które zdarzenia ruchowe w cyklu serca były wykorzystane do pomiaru okresu. Z tego powodu pomiar najprostszą metodą detekcji szczytowej, stosowany we wczesnych konstrukcjach urządzeń, jest bardzo niedokładny (Rys.1).



Rys.1. Elektrokardiogram rejestrowany metodą bezpośrednią i odpowiadający mu fragment sygnału dopplerowskiego z zaznaczonymi poszczególnymi zdarzeniami ruchowymi w obrębie cyklu serca: Mo, Mz – otwarcie i zamknięcie zastawki mitralnej; Ao, Az – otwarcie i zamknięcie zastawki aortalnej; Sp – skurcz przedsionka.

Stąd też dla oceny okresowości najczęściej stosowana jest technika autokorelacji określająca podobieństwo kształtu impulsów w obwiedni sygnału dopplerowskiego. Metoda polega na generowaniu funkcji podobieństwa pomiędzy fragmentem obwiedni sygnału dopplerowskiego i jego wersją opóźnioną w czasie. Funkcja osiąga swoje maksimum, gdy oba kształty fali są identyczne i zgodne w fazie.

W swoich wcześniejszych pracach, dotyczących analizy sygnału dopplerowskiego, skupiono się na optymalizacji algorytmu przetwarzania sygnału dla uzyskania jak najmniejszych błędów i najlepszego odwzorowania wskaźników zmienności rytmu serca [3]. Badania prowadzone były na bazie zapisów zarejestrowanych za pomocą kardiotokografu Toitu MT-430 (Japonia), a uzyskane wyniki pokazały, że decydujący wpływ na dokładność pomiaru ma odpowiedni dobór parametrów dla procedury wyznaczania funkcji autokorelacji.

Celem tej pracy jest ocena wpływu innych, poza algorytmicznych czynników na dokładność wyznaczania rytmu serca płodu. Sygnały stanowiące materiał badawczy zostały zebrane przy użyciu prototypowego układu rejestrującego. Konstrukcja układu umożliwia pełną kontrolę procesu rejestracji sygnału dopplerowskiego, dzięki możliwości dowolnego konfigurowania parametrów rejestracji, których zmiana nie jest możliwa w konstrukcjach komercyjnych kardiotokografów.

2.1 Układ rejestrujący

Dla potrzeb rejestracji sygnału dopplerowskiego opracowano układ umożliwiający równoległy pomiar rytmu serca za pomocą dwóch niezależnych przetworników ultradźwiękowych. W skład toru analogowego wchodzi generator sygnału o częstotliwości 1 MHz, układ nadajnika i odbiornika oraz demodulator.

Zastosowanie impulsowej wiązki ultradźwięków umożliwia precyzyjne określenie głębokości i grubości obszaru, z którego rejestrowane jest echo. Służy temu dobór

odpowiednich parametrów czasowych: długości nadawanego impulsu, opóźnienia, po którym następuje włączenie odbiornika i czasu aktywności odbiornika. W zastosowanym układzie przyjęto impuls o długości równej 100 μs, wysyłany z częstotliwością 3,2 kHz, zaś czas włączenia odbiornika dobrano tak, by możliwa była rejestracja ruchów na głębokości pomiędzy 5 a 15 cm. Skupienie się na obszarze gdzie znajduje się serce płodu zredukowało zakłócenia pochodzące od innych narządów i pozwoliło na zastosowanie przetwornika generującego szeroką i zarazem jednorodną wiązkę ultradźwięków, dającą większą swobodę przy ustalaniu położenia sondy i mniej czułą na ruchy płodu.

Fala odbita od tkanek w organizmie pacjentki jest odbierana i poddawana demodulacji. W wyniku tego otrzymywany jest sygnał, w którym prędkość przemieszczania się tkanek jest proporcjonalnie zamieniana na częstotliwość. W kolejnym kroku sygnał podlega filtracji pasmowej. Odcięcie dolnych częstotliwości umożliwia usunięcie składowych dla niskich prędkości spowodowanych głównie przez ruchy tułowia, kończyn płodu itp. Górna granica pozwala na usunięcie składowych od przepływów w naczyniach krwionośnych. Przyjęto, że użyteczna dla wyznaczania okresowości informacja zawiera się w zakresie częstotliwości pomiędzy 100 a 600 Hz. Założone pasmo częstotliwości przekłada się na zakres rejestrowanych prędkości pomiędzy 8 a 46 cm/s. Po demodulacji i przejściu przez filtr pasmowo-przepustowy, analogowy sygnał zostaje zamieniony na postać cyfrową i zapisany w pamięci komputera.

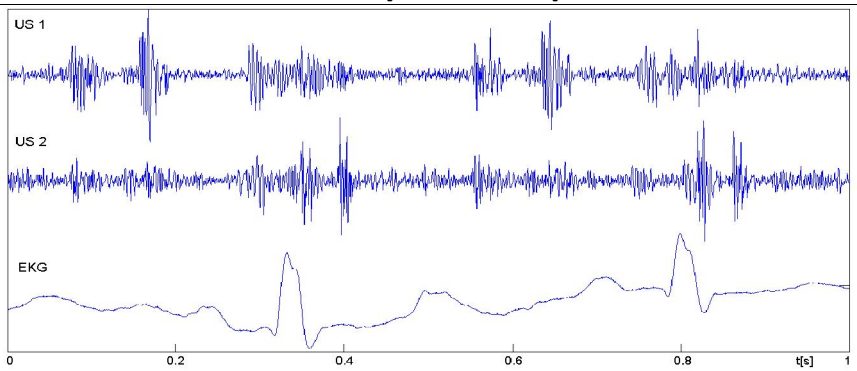
W ramach wcześniejszych prac opracowano algorytm przetwarzania sygnału dopplerowskiego charakteryzujący się minimalną wartością błędu w procedurze pomiaru długości cyklu pracy serca. W implementowanej procedurze wyznaczania autokorelacji zastosowano adaptacyjny dobór okna sygnałowego, tak by jego długość stale odpowiadała trzem cyklom serca. Przyjęto adaptacyjny krok przesuwania okna, zapewniający stałą liczbę dziesięciu pomiarów okresowości w ramach jednego cyklu serca. Następnie, w tak uzyskanym sygnale, za pomocą algorytmu segmentacji, wydzielane są przedziały odpowiadające kolejnym cyklom serca. Długość poszczególnych interwałów wyznaczana jest jako mediana z wartości pomiarów wykonanych w ramach danego przedziału.

2.2 Wpływ położenia przetwornika ultradźwiękowego

Poddano ocenie, w jakim stopniu błąd pomiaru interwału spowodowany jest właściwościami sygnału dopplerowskiego i niedoskonałością algorytmu jego przetwarzania, a na ile uzależniony jest od lokalizacji przetwornika ultradźwiękowego względem serca płodu. W tym celu przeanalizowane zostały sygnały zarejestrowane równocześnie podczas porodu: elektrokardiogram bezpośredni uzyskany za pomocą elektrody mocowanej na główce płodu i sygnał mechanicznej aktywności serca płodu, rejestrowany na powierzchni brzucha ciężarnej, jednocześnie za pomocą dwóch przetworników ultradźwiękowych. Przetworniki zostały rozmieszczone na podstawie odsłuchu akustycznego sygnału aktywności serca. Zarejestrowano pięć zapisów o łącznym czasie trwania ok. 30 minut. Na podstawie elektrokardiogramu wyznaczono wzorcowy zapis rytmu serca płodu, służący jako sygnał odniesienia przy ocenie błędów pomiaru okresowości w obu kanałach dopplerowskich (Rys.2).

Dla sygnałów dopplerowskich zarejestrowanych w obu kanałach wyznaczono chwilowe wartości okresowości pracy serca oraz błędy pomiaru wartości poszczególnych okresów, w odniesieniu do sygnału wzorcowego. Błąd liczono jako średnią z bezwzględnych wartości błędu pomiaru interwału w minutowym przedziale czasu.

$$\Delta T_{1\min} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^{N} \left| T_{i(US)} - T_{i(EKG)} \right|, \qquad \sum_{i=1}^{N} T_{i(US)} \approx 1\min \tag{1}$$

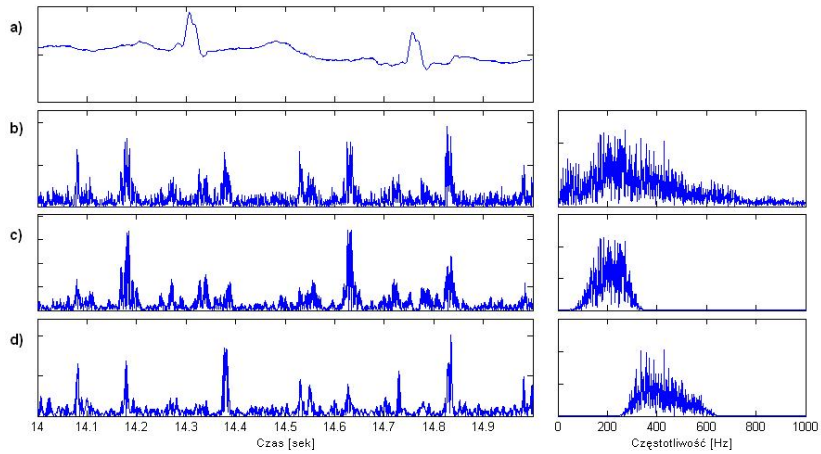


Rys. 2. Dwa przetworniki ultradźwiękowe US1 i US2, zostały zlokalizowane w różnych pozycjach względem serca płodu. Widać, że lokalizacje obu sond są poprawne i dają sygnał o zbliżonych amplitudach i poziomie zakłóceń. Dolny przebieg przedstawia sygnał EKG rejestrowany z główki, który pozwala na identyfikację poszczególnych zjawisk w górnych sygnałach dopplerowskich.

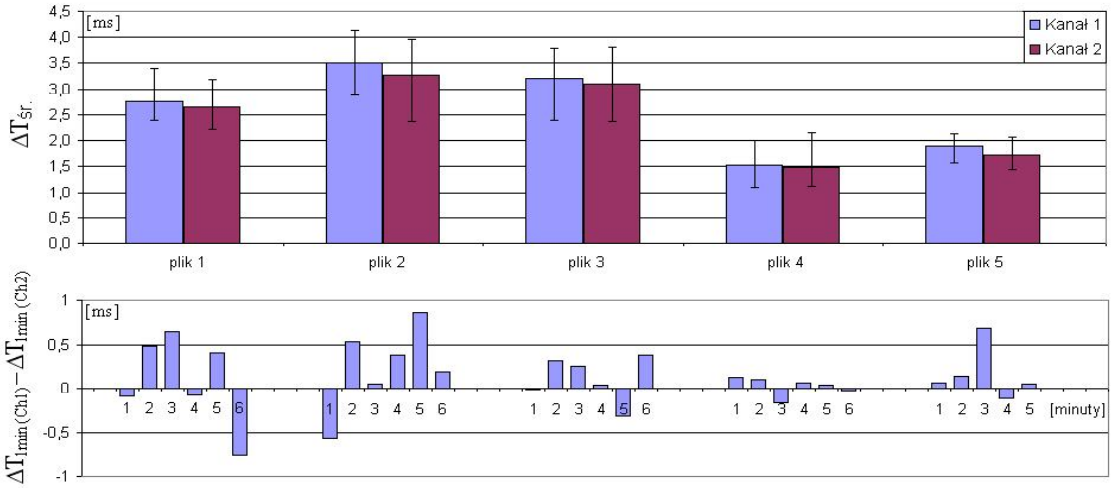
2.3 Podział pasma częstotliwości

W procesie przetwarzania sygnału dopplerowskiego przyjęto założenie, że analizowane powinno być całe pasmo częstotliwości odpowiadające prędkościom ruchu zastawek. Ponieważ jednak każdy cykl pracy serca w sygnale obwiedni reprezentowany jest przez kilka impulsów związanych z aktywnością ruchową, szczyt funkcji autokorelacji może ulegać rozmyciu, utrudniając precyzyjny pomiar okresowości. Z tego powodu celowe jest ograniczenie liczby zdarzeń widocznych w sygnale dopplerowskim i analizowanie tylko tych o najwyższej amplitudzie i najkrótszym czasie trwania. Można to osiągnąć poprzez podział pasma częstotliwości na podzakresy, w ramach których nastąpi odseparowanie składowych pochodzących od ruchów o różnych prędkościach (Rys.3).

Surowy sygnał dopplerowski rozdzielono na dwa podzakresy (100÷300 Hz i 300÷600 Hz). Dla tak uzyskanych sygnałów wyznaczono chwilowe wartości okresowości pracy serca. Oceny dokładności pomiaru dokonywano na podstawie sygnału wzorcowego uzyskanego z równolegle zarejestrowanego zapisu EKG. Wskaźnik ΔT_{1min} obliczano oddzielnie dla sygnału surowego oraz dla obu sygnałów o ograniczonych pasmach.



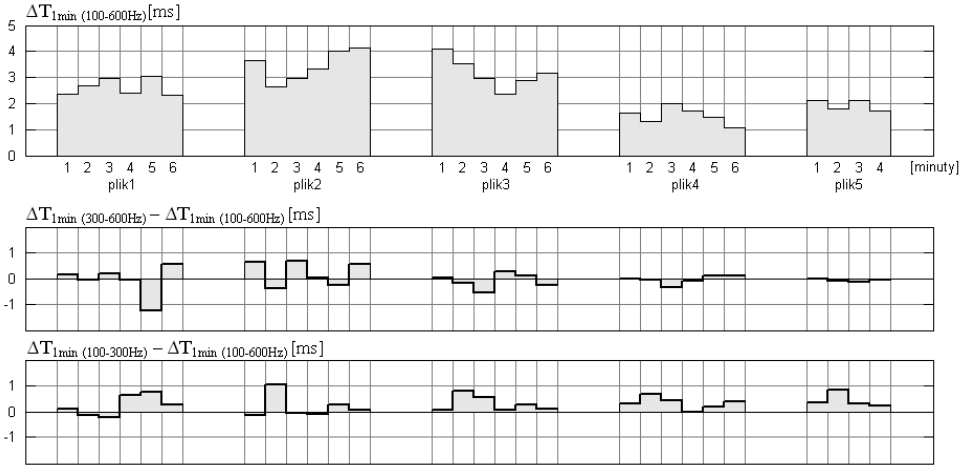
Rys.3. Podział sygnału na rozłączne pasma częstotliwości. Z surowego sygnału dopplerowskiego o pełnym paśmie (b) poprzez odfiltrowanie wydzielone zostały dwa rozłączne pasma częstotliwości: 100-300 Hz (c) i 300-600 Hz (d). Uwidoczniono w nich te zdarzenia, w ramach których aktywność ruchowa odpowiadała częstotliwościom objętym ustalonym pasmem. Dla poszczególnych sygnałów wyznaczono widmo, zaś dla ułatwienia identyfikacji występujących w nich zdarzeń dodano równolegle zarejestrowany zapis EKG (a).



Rys.4. Średnie wartości błędów pomiaru okresu dla pięciu analizowanych zapisów (wykres górny). Dodatkowo poniżej przedstawiono rozrzut wartości błędów w odcinkach minutowych, dla każdego z kanałów.

3. WYNIKI

Wszystkie analizowane zapisy charakteryzowały się dobrą jakością sygnałów dopplerowskich, kontrolowaną na bieżąco w trakcie rejestracji. W obu kanałach, odpowiadających różnym położeniom przetworników, zaobserwowano jedynie nieznaczne różnice w poziomie błędów względem wzorca. Największe różnice wystąpiły w zapisach pierwszym i drugim (Rys.4), ale nawet wtedy różnica dla średnich wartości błędów w obrębie minutowych fragmentów sygnału nie przekroczyła 1 ms. Ponadto, wyższa wartość błędu nie była na stałe przypisana do danego kanału. Oznacza to, że błąd w dużej mierze determinowany jest przez czynniki losowe jak ruchy matki, płodu lub organów znajdujących się w obszarze wiązki ultradźwiękowej, a nie wyłącznie przez lokalizację przetwornika. Można zatem uznać, że ustalanie położenia sondy posługując się odsłuchem sygnału, pozwala uzyskać sygnał o jakości wystarczająco dobrej dla pomiaru okresowości.



Rys. 5. Rysunek ilustruje wpływ zawężenia pasma sygnału na błąd pomiaru okresowości. Jako wartości odniesienia przyjęto błąd dla minutowych fragmentów sygnału zawierającego pełne pasmo częstotliwości (100-600Hz). Poniżej widoczne są zmiany wartości błędu dla sygnałów zawierających tylko wybrane zakresy częstotliwości (100-300Hz i 300-600Hz).

Rysunek 5 przedstawia różnice błędów dla kolejnych minut sygnału zawierającego pełne pasmo częstotliwości oraz, w odniesieniu do nich, wskaźniki błędów uzyskane dla sygnałów o pasmach zawężonych. Można zaobserwować, że uzyskano zbliżone wartości błędu dla

sygnału zawierającego pełne pasmo częstotliwości sygnału i z pasmem częstotliwości wyższych. Sygnał zawierający tylko niższe częstotliwości charakteryzowały zwykle większe wartości błędu. Najlepszą precyzję w wyznaczaniu okresowości uzyskuje się we fragmentach sygnału, w których są dobrze widoczne ruchy zastawek o największych prędkościach, usunięcie częstotliwości niższych poprawia dokładność wyznaczania okresowości. Natomiast jeśli ruchy o największej prędkości są mniej wyraźne, lepszy rezultat uzyskiwany jest analizując sygnał zawierający cały zakres częstotliwości.

4. PODSUMOWANIE

W pracy przeanalizowano dwa wybrane, istotne techniczne aspekty rejestracji rytmu serca płodu. Wykazano, że różne rozmieszczenie przetworników ultradźwiękowych względem serca płodu jedynie w niewielkim stopniu wpływa na błędy pomiaru okresowości. Zaproponowany podział pasma częstotliwości na dwa podzakresy i zdublowanie procesu wyznaczani okresowości może przyczynić się do zwiększenia dokładności pomiaru interwałów. Jednakże pociąga to za sobą dwukrotny wzrost liczby koniecznych obliczeń. Przeprowadzone badania przyczynią się do udoskonalenia toru rejestracji sygnału dopplerowskiego, co pozwoli na wdrożenie w pełni funkcjonalnego monitora przyłóżkowego do nadzoru ciąży zagrożonej.

PODZIĘKOWANIA

Praca naukowa wspierana przez Islandię, Lichtenstein i Norwegię, poprzez dofinansowanie w ramach Mechanizmu Finansowego Europejskiego Obszaru Gospodarczego oraz ze środków na naukę w latach 2007-2010 jako projekt badawczy.

LITERATURA

[1] Jeżewski J., Horoba K., Wróbel J. et al.: Monitoring of mechanical and electrical activity of fetal heart, Determination of the FHR. Archives of Perinatal Medicine, 2002, 8, 33-39.
[2] Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K.: Comparison of Doppler ultrasound and direct electrocardiography acquisition techniques for quantification of Fetal Heart Rate variability. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2006, 53, 855-864.
[3] Roj D., Fuchs T., Przybyła T. et al.: The influence of window size of autocorrelation function on fetal heart rate variability measurement using the Doppler ultrasound signal. Journal of Medical Informatics and Technologies, 2008, 12, 111-116.
[4] Shakespeare S.A., Crowe J.A., Hayes-Gill B.R. et al.: The information content of Doppler ultrasound signals from the fetal heart. Medical and Biological Engineering and Computing, 2001, 39, 619-626.

SOME ASPECTS OF ACQUISITION OF FETAL HEART ACTIVITY SIGNAL AND THE ACCURACY OF ITS RHYTHM VARIABILITY MEASUREMENTS.

Summary. Commonly used method of fetal heart rate acquisition is based on monitoring of mechanical activity of fetal heart, using the Doppler effect in ultrasound wave reflected from the heart valves. The complex form of signal, containing several valve movements in a single heart cycle, results in high value of interval measurement error. We investigated the influence of transducer placement on precision of fetal heart rate determination and the possibility of accuracy improvement by limitation of signal bandwidth.

Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Agnieszka GŁOWACKA-KWIECIEŃ, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA CHODU W OBUWIU O RÓŻNEJ WYSOKOŚCI I KSZTAŁCIE OBCASA

Streszczenie. W artykule zaprezentowane zostały przykładowe wyniki badań chodu kobiet w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa, a także bez obuwia. Badania zostały przeprowadzone dla 5 kobiet zdrowych przy wykorzystaniu systemu do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart.

1. WSTĘP

We współczesnym świecie wiele kobiet nosi obuwie na wysokim obcasie. Niektóre kobiety nie wyobrażają sobie przejścia choćby nawet stu metrów na jakimkolwiek obcasie, a inne wręcz uwielbiają zakładać codziennie dwunastocentymetrowe szpilki i zapewne mają poważny problem, gdy w klubie fitness muszą założyć obuwie sportowe. Powszechnie wiadomo, że obcasy wyszczuplają sylwetkę, dodają centymetrów i wydłużają nogi, dlatego kobiety je noszą.

Jak jest historia obcasów? Pierwsze obcasy pojawiły się już w XVI wieku, a wszystko za sprawą Katarzyny Medycejskiej, która chciała zdobyć serce francuskiego króla Henryka II i zamówiła sobie we Florencji wykonanie butów na wysokim obcasie, które później założyła na bal [3]. Inne źródła podają, że wysokie obcasy po raz pierwszy założył mężczyzna [4].

Chodzenie w butach na wysokim obcasie powoduje zmiany w wielkościach biomechanicznych chodu, co zaprezentowali autorzy prac [1,2]. Odstępstwa od chodu prawidłowego (określanego jako norma), uwidaczniające się w wielkościach kinematycznych, dynamicznych, czy też reakcjach podłoża, mogą powodować dolegliwości bólowe w okolicy kręgosłupa lędźwiowego i krzyżowego, a także bóle stawów kończyn dolnych [2].

Rys. 1. Obcasy na przestrzeni wieków [3]

2. CEL PRACY

Celem pracy jest ocena wielkości kinematycznych, dynamicznych oraz reakcji podłoża w trakcie chodu kobiet w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa, a także bez obuwia.

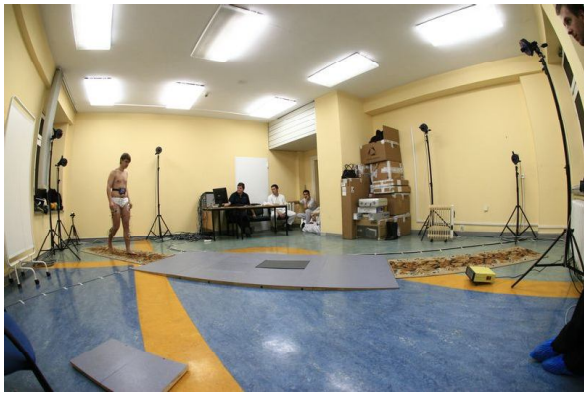
3. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne chodu wykonano dla 5 kobiet zdrowych w wieku od 22 do 29 lat. Wzrost badanych kobiet mieścił się w przedziale od 167 do 173 cm, natomiast masa od 52 do 60 kg. Wszystkie kobiety posiadały rozmiar obuwia 38. W badaniach wykorzystano obuwie o różnej wysokości i kształcie obcasa: 1 cm, 3 cm, 5 cm oraz 7 cm (Rys. 1).

Obcas 1 cm | Obcas 3 cm | Obcas 5 cm szeroki | Obcas 5 cm wąski | Obcas 7 cm

Rys. 2 Obuwie wykorzystane w badaniach doświadczalnych

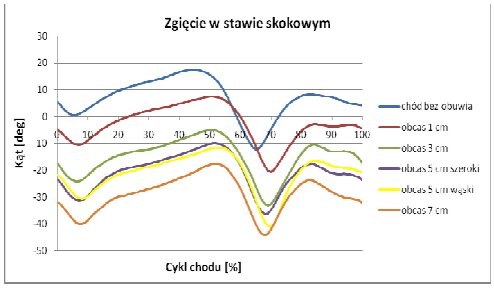
Pomiary zostały przeprowadzone przy pomocy sytemu optoelektronicznego do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart, w skład którego wchodzą: sześć kamer optoelektronicznych, działających w zakresie podczerwieni i rejestrujących ruch z częstotliwością 250-500 Hz (w trakcie pomiarów częstotliwość próbkowania kamer wynosiła 250 Hz), dwie platformy dynamometryczne Kistlera, dwie kamery video, zestaw do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG, markery pasywne, a także komputer wraz z oprogramowaniem (Rys. 2).



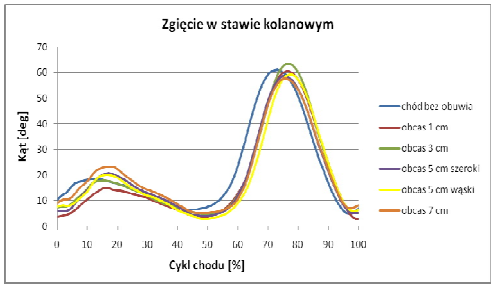
Rys. 3. Laboratorium analizy chodu

4. WYNIKI OTRZYMANE Z POMIARÓW

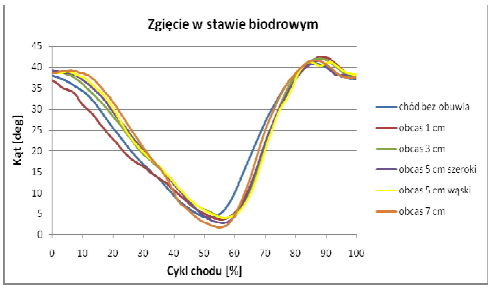
W artykule zaprezentowano wyniki wielkości kinematycznych (Rys. 4,5,6,7), dynamicznych (Rys. 8) oraz reakcji podłoża (Rys. 9,10,11).



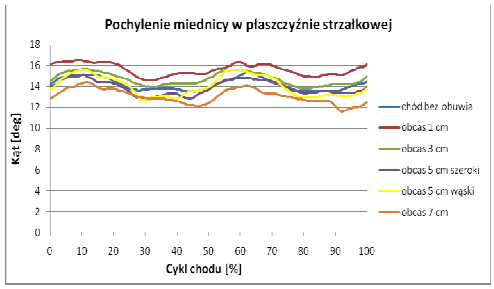
Rys. 4. Przebiegi zgięcia w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej



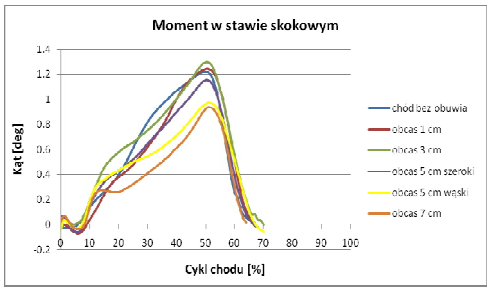
Rys. 5. Przebiegi zgięcia w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej



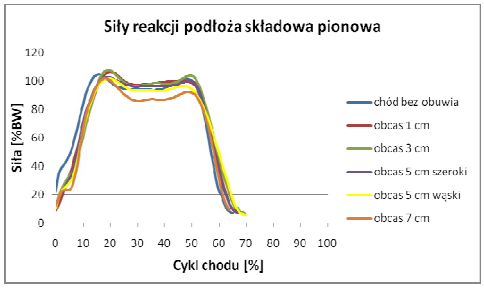
Rys. 6. Przebiegi zgięcia w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej



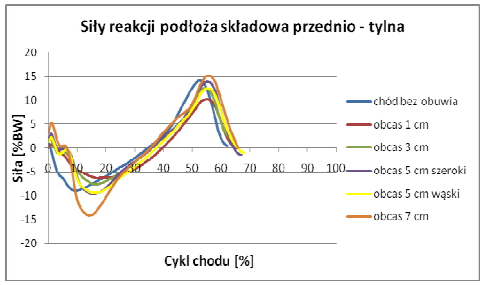
Rys. 7. Pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej



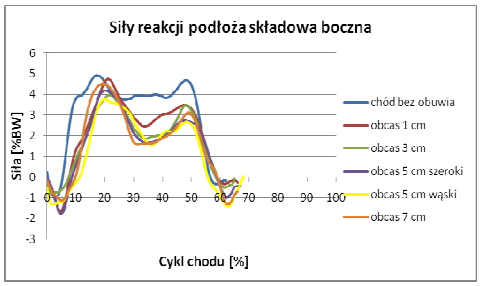
Rys. 8. Przebiegi wypadkowych momentów sił mięśniowych w stawie skokowym



Rys. 9. Przebiegi sił reakcji podłoża - składowa pionowa



Rys. 10. Przebiegi sił reakcji podłoża składowa przednio-tylna



Rys. 11. Przebiegi sił reakcji podłoża składowa boczna

5. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania doświadczalne chodu kobiet umożliwiły ocenić, w jaki sposób zmieniają się: przebiegi kątowe w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym, wypadkowe momenty sił mięśniowych w poszczególnych stawach kończyn dolnych, a także składowe sił reakcji podłoża w czasie pojedynczego cyklu chodu bez obuwia oraz w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa. Praca ma charakter poglądowy i wymaga przeprowadzenia pomiarów na większej grupie kobiet. W dalszych badaniach należałoby zawęzić rodzaj obuwia i zbadać przykładowo chód w obuwiu o różnej wysokości obcasa, jednakże o bardzo zbliżonym kształcie.

LITERATURA

[1] Ebbeling C. J., Hamill J., Crussemeyer J.A.: Lower Extremity Mechanics and Energy Cost of Walking in High-Heeled Shoes. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Volume 19, Number 4, April 1994.
[2] http://users.wfu.edu/andedn4/biomechanics/index.html
[3] http://www.papavero.pl/diabe-tkwi-w-szczegoach/104-historia-obuwia.html
[4] http://www.weranda.pl/place/show/29/kolekcja/4891009/historia_obuwia

GAIT ANALYSIS IN THE SHOES OF DIFFERENT HEEL HEIGHTS AND SURFACES

Summary. The article presents the exemplary results of the gait analysis of women in the shoes of different heel heights and surfaces and also without shoes. This research was made using three-dimensional motion analysis system BTS Smart for 5 healthy women.

Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Agnieszka GŁOWACKA-KWIECIEŃ, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA CHODU W OBUWIU O RÓŻNEJ WYSOKOŚCI I KSZTAŁCIE OBCASA

Streszczenie. W artykule zaprezentowane zostały przykładowe wyniki badań chodu kobiet w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa, a także bez obuwia. Badania zostały przeprowadzone dla 5 kobiet zdrowych przy wykorzystaniu systemu do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart.

1. WSTĘP

We współczesnym świecie wiele kobiet nosi obuwie na wysokim obcasie. Niektóre kobiety nie wyobrażają sobie przejścia choćby nawet stu metrów na jakimkolwiek obcasie, a inne wręcz uwielbiają zakładać codziennie dwunastocentymetrowe szpilki i zapewne mają poważny problem, gdy w klubie fitness muszą założyć obuwie sportowe. Powszechnie wiadomo, że obcasy wyszczuplają sylwetkę, dodają centymetrów i wydłużają nogi, dlatego kobiety je noszą.

Jak jest historia obcasów? Pierwsze obcasy pojawiły się już w XVI wieku, a wszystko za sprawą Katarzyny Medycejskiej, która chciała zdobyć serce francuskiego króla Henryka II i zamówiła sobie we Florencji wykonanie butów na wysokim obcasie, które później założyła na bal [3]. Inne źródła podają, że wysokie obcasy po raz pierwszy założył mężczyzna [4].

Chodzenie w butach na wysokim obcasie powoduje zmiany w wielkościach biomechanicznych chodu, co zaprezentowali autorzy prac [1,2]. Odstępstwa od chodu prawidłowego (określanego jako norma), uwidaczniające się w wielkościach kinematycznych, dynamicznych, czy też reakcjach podłoża, mogą powodować dolegliwości bólowe w okolicy kręgosłupa lędźwiowego i krzyżowego, a także bóle stawów kończyn dolnych [2].

Rys. 1. Obcasy na przestrzeni wieków [3]

2. CEL PRACY

Celem pracy jest ocena wielkości kinematycznych, dynamicznych oraz reakcji podłoża w trakcie chodu kobiet w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa, a także bez obuwia.

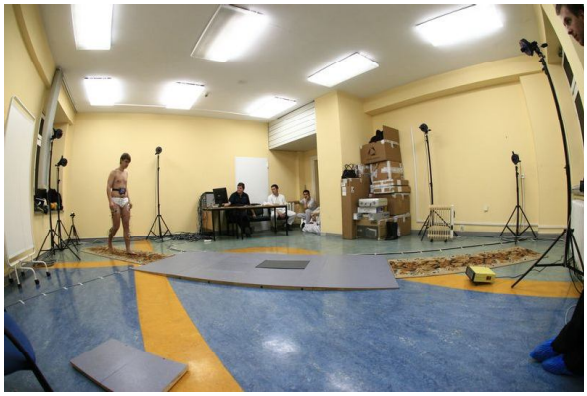
3. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne chodu wykonano dla 5 kobiet zdrowych w wieku od 22 do 29 lat. Wzrost badanych kobiet mieścił się w przedziale od 167 do 173 cm, natomiast masa od 52 do 60 kg. Wszystkie kobiety posiadały rozmiar obuwia 38. W badaniach wykorzystano obuwie o różnej wysokości i kształcie obcasa: 1 cm, 3 cm, 5 cm oraz 7 cm (Rys. 1).

Obcas 1 cm | Obcas 3 cm | Obcas 5 cm szeroki | Obcas 5 cm wąski | Obcas 7 cm

Rys. 2 Obuwie wykorzystane w badaniach doświadczalnych

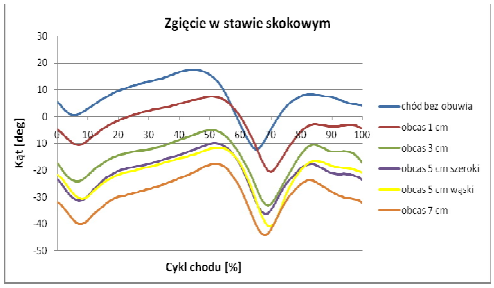
Pomiary zostały przeprowadzone przy pomocy sytemu optoelektronicznego do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart, w skład którego wchodzą: sześć kamer optoelektronicznych, działających w zakresie podczerwieni i rejestrujących ruch z częstotliwością 250-500 Hz (w trakcie pomiarów częstotliwość próbkowania kamer wynosiła 250 Hz), dwie platformy dynamometryczne Kistlera, dwie kamery video, zestaw do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG, markery pasywne, a także komputer wraz z oprogramowaniem (Rys. 2).



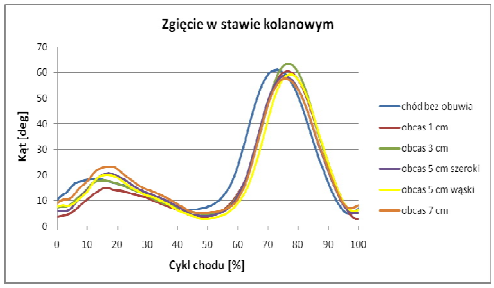
Rys. 3. Laboratorium analizy chodu

4. WYNIKI OTRZYMANE Z POMIARÓW

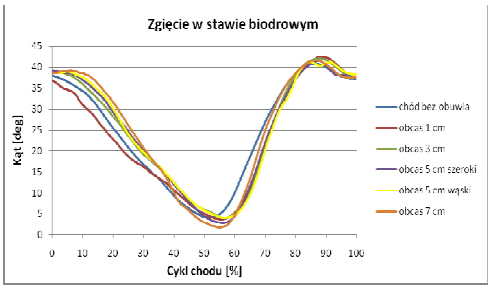
W artykule zaprezentowano wyniki wielkości kinematycznych (Rys. 4,5,6,7), dynamicznych (Rys. 8) oraz reakcji podłoża (Rys. 9,10,11).



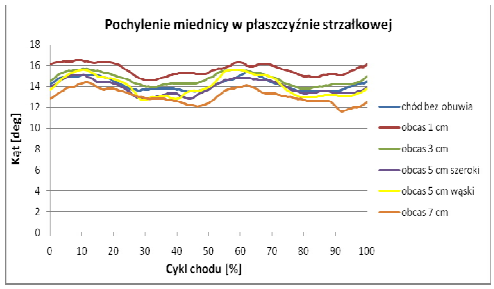
Rys. 4. Przebiegi zgięcia w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej



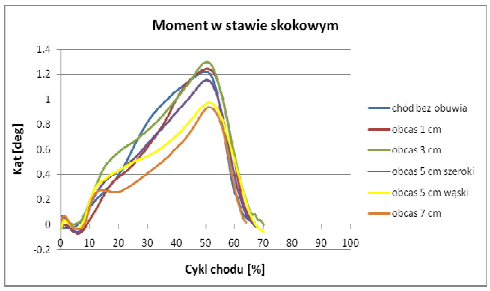
Rys. 5. Przebiegi zgięcia w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej



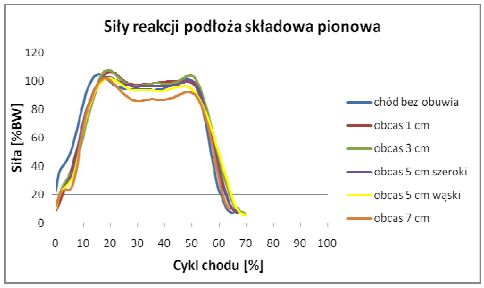
Rys. 6. Przebiegi zgięcia w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej



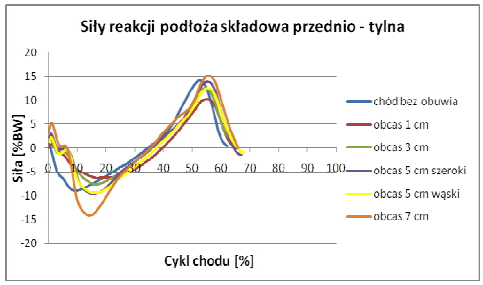
Rys. 7. Pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej



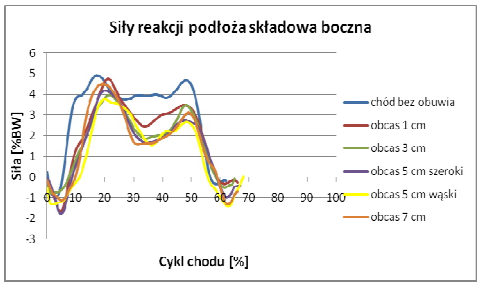
Rys. 8. Przebiegi wypadkowych momentów sił mięśniowych w stawie skokowym



Rys. 9. Przebiegi sił reakcji podłoża - składowa pionowa



Rys. 10. Przebiegi sił reakcji podłoża składowa przednio-tylna



Rys. 11. Przebiegi sił reakcji podłoża składowa boczna

5. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania doświadczalne chodu kobiet umożliwiły ocenić, w jaki sposób zmieniają się: przebiegi kątowe w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym, wypadkowe momenty sił mięśniowych w poszczególnych stawach kończyn dolnych, a także składowe sił reakcji podłoża w czasie pojedynczego cyklu chodu bez obuwia oraz w obuwiu o różnej wysokości i kształcie obcasa. Praca ma charakter poglądowy i wymaga przeprowadzenia pomiarów na większej grupie kobiet. W dalszych badaniach należałoby zawęzić rodzaj obuwia i zbadać przykładowo chód w obuwiu o różnej wysokości obcasa, jednakże o bardzo zbliżonym kształcie.

LITERATURA

[1] Ebbeling C. J., Hamill J., Crussemeyer J.A.: Lower Extremity Mechanics and Energy Cost of Walking in High-Heeled Shoes. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Volume 19, Number 4, April 1994.
[2] http://users.wfu.edu/andedn4/biomechanics/index.html
[3] http://www.papavero.pl/diabe-tkwi-w-szczegoach/104-historia-obuwia.html
[4] http://www.weranda.pl/place/show/29/kolekcja/4891009/historia_obuwia

GAIT ANALYSIS IN THE SHOES OF DIFFERENT HEEL HEIGHTS AND SURFACES

Summary. The article presents the exemplary results of the gait analysis of women in the shoes of different heel heights and surfaces and also without shoes. This research was made using three-dimensional motion analysis system BTS Smart for 5 healthy women.

Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Dagmara TEJSZERSKA, Marek GZIK, Wojciech WOLAŃSKI, Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach,
Marek MANDERA, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach,
Przemysław GŁOMB, Instytut Informatyki Teoretycznej i Stosowanej PAN w Gliwicach

INTERAKTYWNA KINEZYTERAPIA DZIECI Z PŁASKOSTOPIEM

Streszczenie. W pracy przedstawiono nowatorską metodę interaktywnej rehabilitacji dzieci z wadami narządu ruchu. Może ona być zastosowana do ćwiczeń profilaktyczno - korekcyjnych szczególnie dzieci z płaskostopiem. Rehabilitacja przy pomocy tego typu kinezyterapii odbywa się na zasadzie nieświadomej zabawy podczas gry na komputerze.

1. WSTĘP

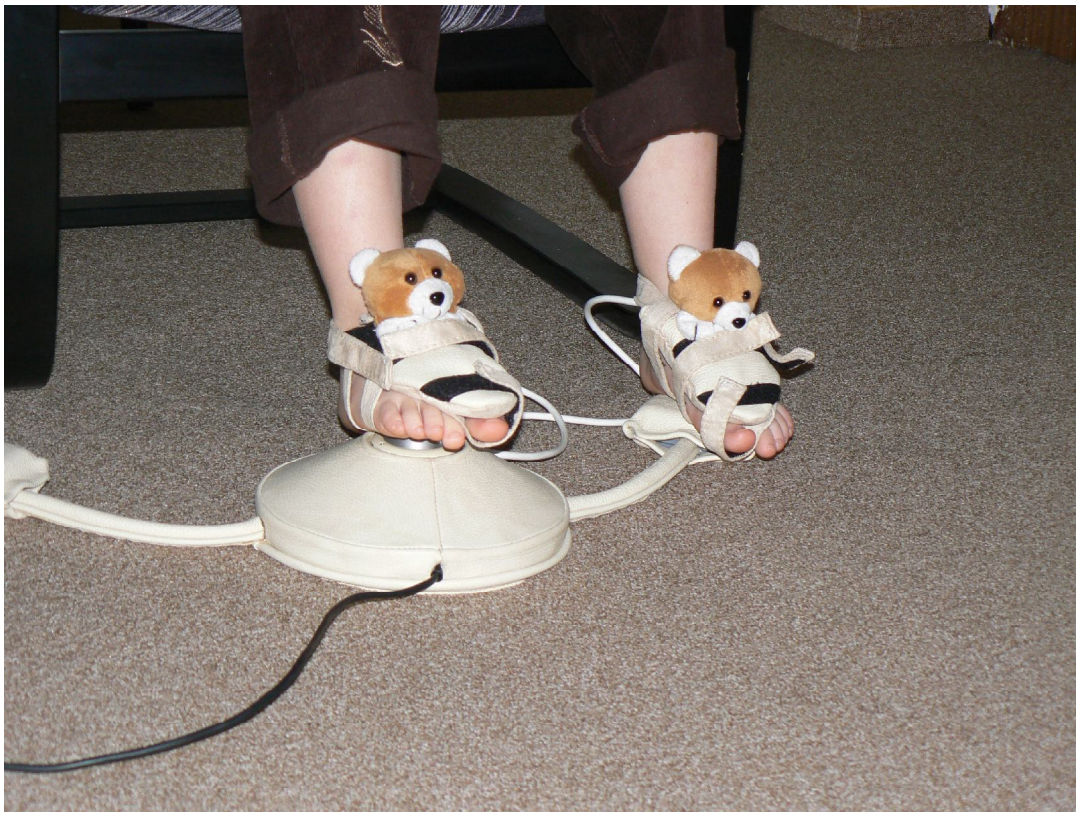
Modelowanie w biomechanice jest współcześnie istotnym narzędziem wspomagania procesu rehabilitacji czynnościowej. Daje ono również możliwość analizy zjawisk dynamicznych zachodzących w organizmach żywych, wykorzystywanej w celu stymulacji aktywności i zwiększenia komfortu osób z wadami narządu ruchu. Utylitarnym efektem tych działań mogą być projekty urządzeń przeznaczonych do rehabilitacji. W przypadku kinezyterapii dzieci i młodzieży z wadami narządu ruchu podstawowym problemem jest ich zaangażowanie w wykonywaniu ćwiczeń. Przyczyną tego jest „atrakcyjność" czynności, które miałby one wykonywać. Dzieci mają tendencję do szybkiego rezygnowania z zajęć, które w ich perspektywie wydają się być nudne i mało atrakcyjne. Dlatego też stosowane do tego celu urządzenia powinny zachęcać do ćwiczeń wykonywanych w formie zabawy [1,2].

Wychodząc naprzeciw tym problemom autorzy proponują nową formę terapii dzieci z wadami narządu ruchu, szczególnie dzieci z płaskostopiem. W interaktywnej kinezyterapii rehabilitacja będzie odbywać się na zasadzie nieświadomej zabawy przy pomocy specjalistycznego urządzenia podczas gry na komputerze. Doświadczenie zespołu zdobyte w ramach wykonywanych prac badawczo – projektowych urządzeń rehabilitacyjnych narządu ruchu szczególnie dzieci i młodzieży i uzyskane środki finansowe z Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego pozwoliły na wytworzenie prototypowego urządzenia wykorzystującego nowoczesne technologie informatyczne do korekcji płaskostopia u dzieci [3,4].

Urządzenie to umożliwia prowadzenie terapii w dowolnym miejscu pobytu, przy wykorzystaniu komputera stacjonarnego lub przenośnego. Stanowisko pozwala na wykonywanie różnorodnych ćwiczeń korekcyjnych bądź profilaktycznych i daje możliwość dopasowania ich do indywidualnych potrzeb i cech osobniczych ćwiczących. Aspekt zabawy jest szczególnie istotny ze względu na niechęć małych pacjentów do tradycyjnych metod kinezyterapii. Z urządzeń będą mogły korzystać również zdrowe dzieci, a interaktywna zabawa będzie formą aktywnego spędzenia czasu.

2. INTERAKTYWNE URZĄDZENIE DO KOREKCJI PŁASKOSTOPIA

Urządzenie do rehabilitacji stopy składa się z dwóch głównych części: podstawy, na której opiera się stopa oraz dwóch dźwigni z wyłącznikami, zamontowanymi za pomocą opasek na śródstopiach (rys.1). W podstawie zamocowano kulkę, która posiada możliwość swobodnego obrotu. Ruch kulki wymuszany sklepieniem stopy jest rejestrowany za pomocą układu optycznego. Następnie informacje przekazywane są do układu sterującego, do którego za pośrednictwem kabla dostarczane są informacje od wyłącznika uruchamianego palcami stopy. Urządzenie jest połączone z komputerem poprzez port USB.



Rys.1. Interaktywne urządzenie do korekcji płaskostopia

Ćwiczenia wykonywane na stanowisku wspomagają proces korygowania wad budowy stopy (rys.2). Powszechnie stosowane sposoby postępowania w leczeniu wad stóp oparte są na czynnych ćwiczeniach manualnych oraz biernej korekcji za pomocą obuwia ortopedycznego. Opracowywane stanowisko stanowi urządzenie do czynnej rehabilitacji, które cechuje się prostą budową, pozwalającą na szybką naukę obsługi, a także łatwą instalację do komputera.

Urządzenie podłączone do komputera funkcjonuje ze sprzężeniem zwrotnym tzn. ruch stopy wywołuje realizację zadania podczas gry i zwrotnie, aby grać trzeba będzie wykonywać określone ruchy stopą. We współpracy z Instytutem Informatyki Teoretycznej i Stosowanej PAN w Gliwicach opracowano scenariusz wirtualnej gry zapewniający właściwą rehabilitację adekwatną do korekcji płaskostopia (rys.3). W opcjach można dokonywać zmian ustawień gry, w zależności od wieku pacjenta oraz stopnia schorzenia, zapewniając przy tym dobrą zabawę w przeciwieństwie do często nużących ćwiczeń stosowanych w kinezyterapii tradycyjnej.

Rys.2. Wykonywanie ćwiczeń na urządzeniu do korekcji płaskostopia

Rys.3. Wirtualna gra zapewniająca korekcję płaskostopia

Obecnie prowadzane są badania weryfikujące działanie urządzenia. Skuteczność w korekcji płaskostopia i funkcjonalność urządzeń będzie sprawdzana przy udziale pacjentów i fizykoterapeutów Górnośląskiego Centrum Zdrowia Dziecka im. Jana Pawła II: W dalszej działalności będą prowadzone działania mające na celu poszukiwanie nowych urządzeń, ich modyfikacje i udoskonalanie w oparciu o nowoczesne technologie teleinformatyczne.

3. PODSUMOWANIE

Interaktywne urządzenie do korekcji płaskostopia u dzieci jest propozycją nowatorską i unikatową w skali krajowej, europejskiej, a nawet światowej. Proponowane urządzenie to nowa forma fizykoterapii, gdzie miejsce rehabilitanta zajął komputer, natomiast żmudne ćwiczenia zastąpione zostały ciekawą zabawą.

Uzyskane informacje ze wstępnych badań potwierdziły użyteczność urządzenia w interaktywnej kinezyterapii dzieci. Dalsze badania zostaną przeprowadzone na szerszej grupie pacjentów zróżnicowanych ze względu na wiek i stopień schorzenia, które pozwolą na obiektywną ocenę urządzenia. Pomyślna weryfikacja działania urządzenia umożliwi wprowadzenie go do masowej produkcji. Szansą odniesienia sukcesu tego przedsięwzięcia jest poprawa jakości oferowanych usług medycznych oraz rosnące zapotrzebowanie na wirtualne gry i zabawy.

Praca naukowa finansowana ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu R03 046 02.

LITERATURA

[1] Kasperczyk T.: Wady postawy ciała – diagnostyka i leczenie, Kraków 1996.
[2] Tejszerska D., Świtoński E. i inni: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane – laboratorium, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
[3] Tejszerska D., Gzik M., Gąsiorek D., Wolański W. pt.: „Interaktywne systemy do rehabilitacji wad postawy u dzieci i młodzieży – REHATOYS", „Majówka'05 Młodych Biomechaników", ZN KMS 27, str. 138-141, Szczyrk 2005.
[4] Tejszerska D., Gzik M., Gąsiorek D., Wolański W.: Interactive toys for children and teenagers' faulty posteres correction - rehatoys, IX Międzynarodowe Seminarium Modelling and Optimization of Physical Systems, ZN KMS nr 28, str.129-132, Gliwice 2005.

INTERACTIVE KINESIOTHERAPY FOR CHILDREN WITH FLAT FOOT

Summary. The innovative method of interactive kinesiotherapy for children with flat foot is presented in this paper. The rehabilitation will be carry out with use of special device as an unaware fun during a game on the computer.

Dagmara TEJSZERSKA, Katarzyna JOCHYMCZYK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA WIELKOŚCI CZASOWO-PRZESTRZENNYCH CHODU DZIECI Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Streszczenie. W pracy przedstawiono wstępne wyniki pomiarów doświadczalnych przeprowadzonych dla dzieci zdrowych oraz z zaburzeniami neurologicznymi. Badania prowadzono w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach przy zastosowaniu systemu BTS Smart. Praca zawiera analizę wielkości czasowo-przestrzennych wspomnianej wcześniej grupy dzieci.

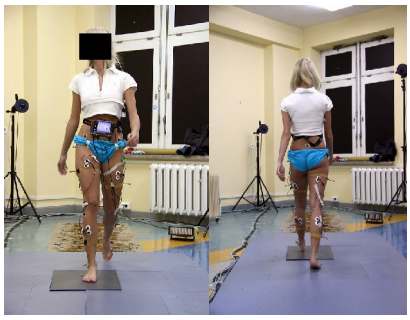
1. WSTĘP

Chód jest pozornie prostą czynnością dnia codziennego, naturalnym sposobem przemieszczania się z jednego miejsca w drugie. Ta pozornie łatwa czynność wymaga jednak koordynacji dwóch układów: nerwowego i mięśniowo-szkieletowego przy zapewnieniu minimalnego nakładu energetycznego. Uszkodzenie któregokolwiek z nich ma swoje odzwierciedlenie w patologii chodu. Powszechnie stosowaną metodą zajmującą się oceną patologii chodu jest metoda obserwacji, jednak ze względu na fakt, iż jest to metoda bardzo subiektywna i może być obarczona wieloma błędami, coraz bardziej popularne i chętniej stosowane stają się ilościowe i obiektywne analizy chodu[1][3][4][7][8][10].

2. BADANIA DOŚWIADCZALNE

Badania doświadczalne były prowadzone w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach przy użyciu systemu pomiarowego firmy BTS. Rysunki 1 i 2 przedstawiają laboratorium, w którym były prowadzone pomiary oraz pacjenta w trakcie badania chodu.

Rys. 9. Laboratorium analizy chodu



Rys. 10. Pacjent z naklejonymi markerami i elektrodami

W przypadku dzieci obarczonych hemiplegią (połowiczym niedowładem) wyróżnia się trzy nieprawidłowości: „pierwotne, takie jak np. spastyczność, powstałe w wyniku uszkodzenia centralnego układu nerwowego; wtórne, takie jak przykurcze mięśniowe czy osiowe deformacje kończyn, rozwijające się przez lata na skutek nieprawidłowości pierwotnych; oraz funkcjonalne kompensacje mające obejść problemy stwarzane przez nieprawidłowości pierwotne i wtórne (np. chód wahadłowy, umożliwiający przemieszczenie kończyny w fazie wymachu nad podłożem, przy znacznie ograniczonym zgięciu w stawie kolanowym)”[11][12].

Przeprowadzone badanie miało miejsce przed podaniem pacjentom toksyny botulinowej. System pomiarowy BTS Smart zarejestrował około 10 prób dla każdego z pacjentów. Następnie każda z prób została poddana analizie oraz w końcowym etapie wszystkie próby zostały uśrednione. Dzieci z grupy kontrolnej oraz pacjenci poruszali się ze swoją naturalną prędkością. Szczegółowej analizie zostały poddane parametry czasowo-przestrzenne.

3. WYNIKI BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Badania doświadczalne przeprowadzono na grupie dziesięciorga dzieci zdrowych w wieku 14-16 lat, u których nie stwierdzono żadnych wad lub chorób wpływających na stan narządu ruchu, trojgu dzieci po usunięciu guza tylnej jamy czaszki (tabela 1) oraz dwojgu dzieci obarczonych hemiplegią (przed podaniem toksyny botulinowej). Przed przystąpieniem do badania zostały dokonane niezbędne pomiary antropometryczne (tabela 2).

Tabela 1. Dane dotyczące rodzaju, umiejscowienia guza oraz czasu jaki upłynął od operacji u pacjentów po usunięciu guza tylnej jamy czaszki

	Wiek	**Umiejscowienie guza**	**Stopień złośliwości guza WHO**	**Rodzaj guza**	**Rok zabiegu**	**Zaburzenia równowagi i chodu przed zabiegiem**
Pacjent Nr 1G	16 lat	Móżdżek	I	Astrocytoma pilocyticum	2006 (13 lat)	tak
Pacjent Nr 2G	15 lat	Komora IV	I	Astrocytoma pilocyticum	2006 (12 lat)	tak
Pacjent Nr 3G	14 lat	Móżdżek	I	Astrocytoma pilocyticum	2002 (7 lat)	tak

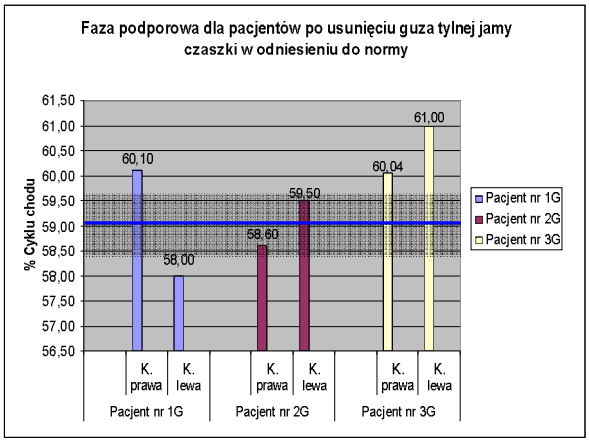
Tabela 2. Dane badanej grupy pacjentów oraz dzieci z grupy kontrolnej

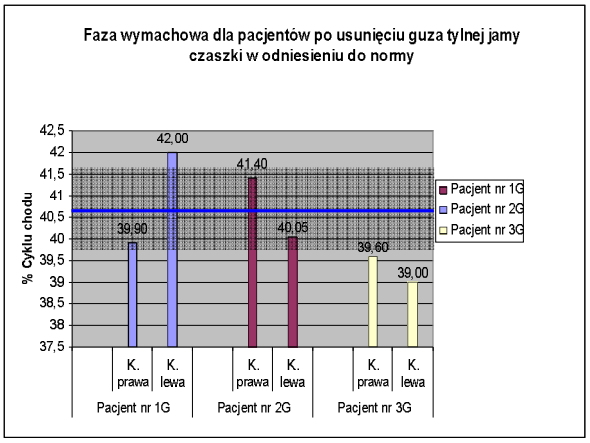
Pacjent	Wiek	Wzrost [m]	Długość kończyn [m]		Waga [kg]	BMI	Płeć
			Prawa	Lewa			
NORMA	14-16 lat	1,69	0,91		57	20	M+K
Nr 1G	16 lat	1,74	0,92	0,92	58	19	K
Nr 2G	15 lat	1,64	0,87	0,87	37	13,5	K
Nr 3G	14 lat	1,64	0,89	0,89	51	19	M
Nr 1H	16 lat	1,60	0,87	0,86	51	20	K
Nr 2H	15 lat	1,58	0,77	0,77	50	20	K

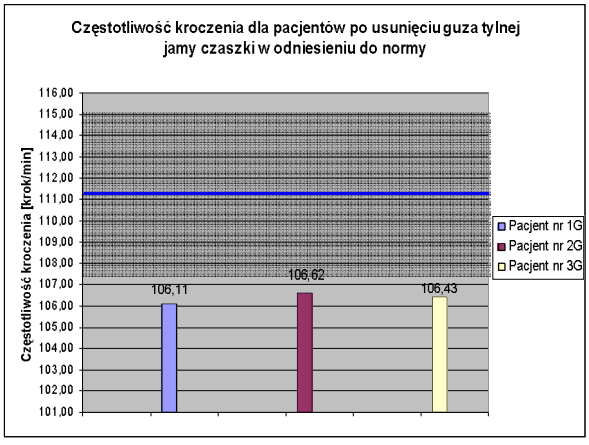
Wyniki badań doświadczalnych przedstawiono na wykresach kolumnowych (rys.2, rys.3).

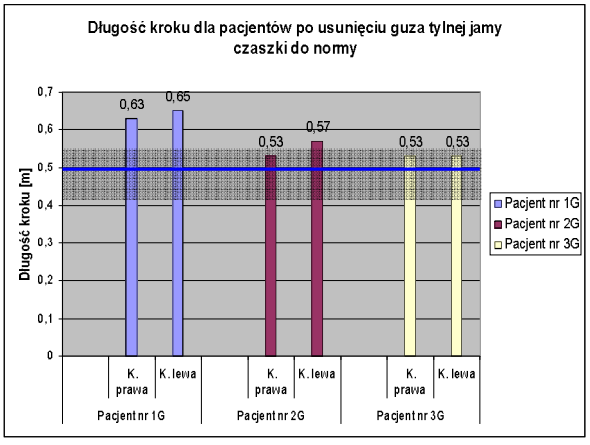
Tabela 3. Uśrednione parametry czasowo-przestrzenne dzieci z grupy kontrolnej wraz z odchyleniem standardowym

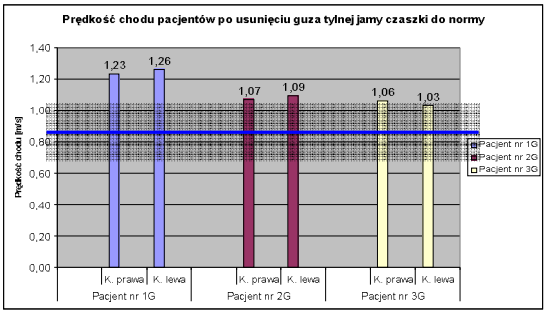
Parametry czasowo-przestrzenne	Wartość
Faza podporowa [%]	59,06 ± 0.613807
Faza wymachowa[%]	40,66± 0.935297
Częstotliwość kroczenia [krok/min]	111,36 ± 3.855622
Długość kroku [m]	0,5 ± 0.065577
Prędkość chodu [m/s]	1,17 ± 0.082334
Długość kończyn [m]	0,91 ± 0.019004





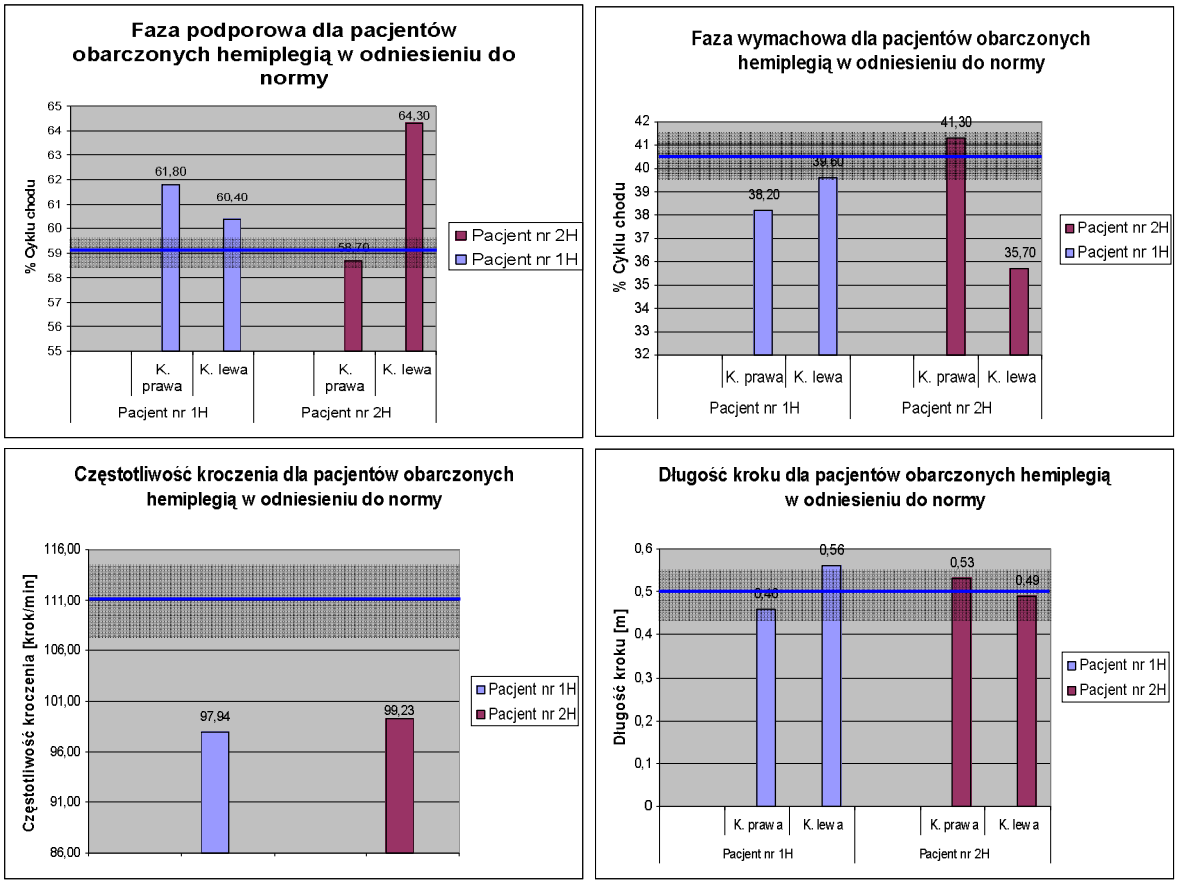


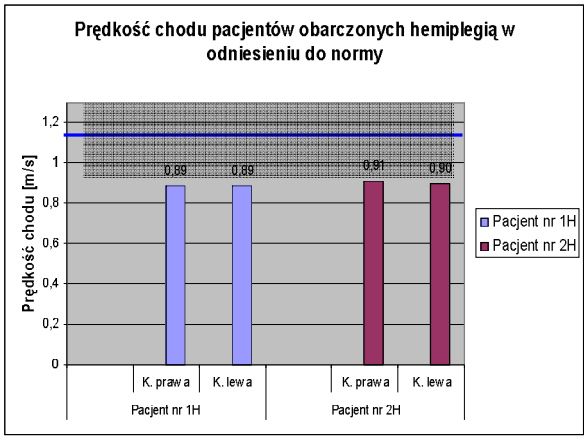




Rys. 2. Parametry czasowo-przestrzenne pacjentów po usunięciu guza tylnej jamy czaszki w odniesieniu do normy

Na podstawie analizy parametrów czasowo-przestrzennych chodu pacjentów po usunięciu guza tylnej jamy czaszki można zaobserwować niewielkie odstępstwa wielkości tych parametrów (faza podporowa, faza wymachowa) w stosunku do grupy kontrolnej. Częstotliwość kroczenia jest nieco mniejsza w stosunku do normy, lecz jak widać jest kompensowana długością kroku. Może to być spowodowane specyfiką choroby, samym zabiegiem, bądź też wynikać z lateralizacji.





Rys. 3. Parametry czasowo-przestrzenne pacjentów obarczonych hemiplegią w odniesieniu do normy (Pacjent nr 1 - niedowład lewostronny, Pacjent nr 2 – niedowład prawostronny)

Analizując parametry czasowo-przestrzenne pacjentów obarczonych hemiplegią nietrudno zaobserwować występujące odstępstwa w stosunku do grupy kontrolnej. Bardzo wyraźnie widać wydłużenie fazy podporowej na zdrowej kończynie dolnej i towarzyszące temu skrócenie fazy wymachowej po stronie zdrowej, co ma związek z krótszym obciążaniem kończyny dotkniętej niedowładem. Można zaobserwować również obniżenie prędkości, co wydaje się być logiczne z punktu widzenia patologii.

4. PODSUMOWANIE

Przedstawione badania doświadczalne stanowią jeden z elementów pracy mającej na celu odpowiedzieć między innymi na pytanie czy usunięcie guza spowodowało wyeliminowanie problemów z chodem i utrzymaniem równowagi czy też nic nie zmieniło oraz w jak dużym stopniu zaburzony jest chód pacjentów obarczonych hemiplegią w stosunku do grupy kontrolnej. Ze względu na niewielką liczebność grupy kontrolnej oraz grupy pacjentów badanych przedstawione wyniki należy potraktować jako badania pilotażowe.

LITERATURA

[1] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu. Studia i monografie AWF we Wrocławiu,. Zeszyt nr 8. Wrocław 1985.
[2] Levitt S.: Rehabilitacja w porażeniu mózgowym i zaburzeniach ruchu, PZWL 2000,
[3] Harrir G.F., Wertsch J.J.: Procedures for gait analysis, Arch Phys Med Rehabil 1994, 75, p-p. 216-225.
[4] Khodadadeh S.: Energy methods for the clinical monitoring of pathological gait, Gait & Posture 1993, 1, pp. 23-25.
[5] Levitt S.: Rehabilitacja w porażeniu mózgowym i zaburzeniach ruchu, PZWL 2000,
[6] Michałowicz R. Jóźwiak S.: Neurologia dziecięca, Urban & Partner 2000,
[7] Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress, Eccomas Conference "Multibody Dynamics 2007" Conference Information Booklet & Book of Abstracts, Milano 2007.

[8] Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Analisys of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement , Journal of Vibroengineering, Vol. 8, No. 3, Vilnius 2006.
[9] Nowotny J., Saulicz E.: Niektóre zaburzenia statyki ciała i ich korelacja, Wydawnictwo AWF Katowice 1993,
[10] Syczewska M., Święcicka A., Kalinowska M., Graff K.: „Zastosowanie ilościowej, obiektywnej analizy chodu do oceny doboru zaopatrzenia ortopedycznego u dzieci z mózgowym prażeniem dziecięcym (analiza chodu w doborze zaopatrzenia ortopedycznego w mpdz)", Fizjoterapia Polska, Vol. 6, 2006.
[11] Syczewska M.: „Chód w obrazie analizy laboratoryjnej", Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, Vol. 3, Nr 4, 2001,
[12] Święcicka A., Syczewska M.: „Ocena skuteczności leczenia rehabilitacyjnego toksyną otulinową pacjentów z mózgowym porażeniem dziecięcym przy zastosowaniu obiektywnej analizy chodu do kwalifikacji pacjentów", Rehabilitacja Medyczna, Tom 11, Nr 1.

ANALYSIS TEMPORAL-SPATIAL PARAMETERS OF CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DYSFUNCTIONS

Summary. This paper presents the preliminary results of experimental measurements for healthy children and children with neurological disorders. The study was conducted in Górnośląskie Centrum Zdrowia Dziecka in Katowice, using the BTS Smart system. The work contains an analysis of temporal-spatial parameters analysis of obtained data.

Dagmara TEJSZERSKA*, Antoni JOHN, Mateusz DUDA**** *Katedra Mechaniki Stosowanej, **Katedra Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice 2009

MODELOWANIE I ANALIZA STATYCZNA KLATKI PIERSIOWEJ DZIECKA

Streszczenie: W niniejszej pracy została zaprezentowana metoda adaptacji do programu ANSYS 10.0 istniejącej geometrii 3D klatki piersiowej człowieka przeznaczonej pierwotnie do celów dydaktycznych oraz wizualizacji. Przedstawiono typowe problemy jakie można spotkać podczas naprawy modelu, sposób realizacji zadania kontaktu a następnie została zasymulowana quasi-statyczna część testu Cavanaough używanego w testach zderzeniowych samochodów.

1. WSTĘP

Współczesna gałąź inżynierii biomedycznej w bardzo szerokim zakresie obejmuje metody symulacji wszelakiego rodzaju procesów jakie zachodzą w organizmie człowieka oraz jakim jest on poddawany. Do szczególnego rodzaju sił wpływających na ciało człowieka należy zaliczyć wpływ różnego rodzaju przeciążeń [2][3].

Obecnie dostępne analizy numeryczne klatki piersiowej człowieka rozpatrują modele oparte na anatomii dorosłego człowieka, nie biorą natomiast pod uwagę geometrii dziecka. Opierając się na podejściu przeskalowania geometrii klatki piersiowej zaprezentowanej w pracy można każdą geometrię przystosować do wymiarów antropometrycznych dla danej grupy wiekowej ludzi.

2. PORCES OBRÓBKI GEOMETRII

Jedną z metod stworzenia modelu wirtualnego jest wykorzystanie własnych 'umiejętności artystycznych' w sprzężeniu z wybranym systemem CAD-CAE. Metoda ta polega na odwzorowywaniu obiektu modelowanego nie bezpośrednio za pomocą skanu do komputera, ale za pomocą mozolnego tworzenia modelu 3D w jednym z programów do modelowania 3D. Metoda ta jest bardzo czasochłonna i obarczona dużym błędem odwzorowania, jednakże ma swoje plusy [2].

Główną zaletą tej metody jest fakt, że geometria tak stworzona nie wymaga naprawy, która jest nieodzowna i też czasochłonna, na przykład przy imporcie ewentualnego już istniejącego modelu 3D. Po wyeksportowaniu takiego modelu do programu korzystającego z metod elementów skończonych, model ten jest dzielony na mniejszą ilość brył, co w rezultacie skutkuje mniejszą objętością pliku, szybszym czasem obliczeń i przede wszystkim, mniejszym prawdopodobieństwem wystąpienia komplikacji przy dzieleniu modelu na bryły.

Omijając potrzebę tworzenia modelu od podstaw zaimportowano istniejącą grafikę przestrzenną 3D służącą do celów dydaktycznych. Geometria klatki piersiowej obejmująca kręgi Th1 –Th12, 12 par żeber oraz mostek jest jedną z najbardziej skomplikowanych geometrii układu szkieletowego. Innym problemem jest fakt, że skomplikowana struktura geometryczna obfitująca w wiele wymiarów wymaga rzetelnych danych pomiarowych, które

w przypadku modelowania klatki piersiowej 6 letniego dziecka można uzyskać drogą tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego. Pomijając fakt, że narażanie na niepotrzebne napromieniowywanie zdrowego dziecka jest szkodliwe, to dostępność takich danych dotyczących zdrowego dziecka jest znikoma i przeważnie wymaga dodatkowych opłat. Dla takich elementów modelowanego obiektu jak kręgi, czy żebra, a należy pamiętać, iż żebra są zakrzywione w trzech kierunkach, uzyskanie konkretnych i sprecyzowanych wymiarów jest bardzo trudne.

Te wszystkie problemy zostały rozwiązanie poprzez zaimportowanie gotowej geometrii do środowiska Ansys, jej naprawienie i w niektórych fragmentach tworzenie części elementów od podstaw:

- krążki międzykręgowe,
- połączenia chrzęstne żebra-kręgi,
- połączenia chrzęstne żebra – żebra chrzęstne – mostek,
- połączenie trzonu mostka z wyrostkiem mieczykowatym,
- chrząstkozrost występujący pomiędzy trzonem mostka a jego rękojeścią

Zaowocowało to ostatecznie dość dokładnym modelem klatki piersiowej, ale dorosłego człowieka. Kolejnym krokiem było przeskalowanie modelu do wielkości odpowiadającej wielkości klatki piersiowej 6-cio latka po uprzednich pomiarach antropometrycznych na rzeczywistym obiekcie.

2.1 Uproszczenie geometrii bazowej

Geometria wykorzystana w modelu klatki piersiowej została stworzona w programie LightWave Studio ver.7.0 i jest dostępna na stronie www.exchange3d.com. Model stworzony pierwotnie do wszelakiego rodzaju pracy graficznej i prezentacji odpowiednio przetworzony, z poprawioną geometrią i przy założonych danych materiałowych może posłużyć jako model do analizy statycznej metodą elementów skończonych. Model ten oprócz klatki piersiowej, odcinka piersiowego kręgosłupa i mostka, zawierał również pozostałą część odcinków kręgosłupa wraz miednicą.

W Pierwszym etapie usunięto geometrię dodatkowych, niepotrzebnych elementów tj. odcinków kręgosłupa (szyjny, lędźwiowy, krzyżowy, guziczny), miednicy oraz krążków międzykręgowych. Ostatnia grupa elementów została usunięta, ponieważ łączenie poszczególnych kręgów w programie Ansys należało dokonać ‘ręcznie’, tak by dwie figury posiadały wspólną płaszczyznę. Obróbki dokonano w programie Rhinoceros ver. 3.0. Ostatecznie pozostawiono elementy przedstawiające wirtualny model odcinka kręgosłupa obejmujący kręgi Th1-Th12, żebra, chrząstki międzyżebrowe oraz mostek.

W toku pracy zrezygnowano z upraszczania siatki ponieważ każde uproszczenie powodowało, że siatka była niesymetryczna i nierówna. W czasie dzielenia bryły na elementy skończone miało to odwzorowanie w nierównomiernym dzieleniu modelu na bryły. Podczas próby wyeksportowania modelu do odpowiedniego formatu napotkano na problem. Okazało się, że program Rhinoceros nie może wyeksportować siatki wielokątnej do formatu, który akceptuje Ansys. Dlatego wyeksportowano plik jako dxf, czyli w formacie odpowiadający AutoCadowi. Jednakże konsekwencją takiego postępowania było utracenie jednolitości brył oraz uzyskanie szeregu punktów połączonych liniami. Taką geometrię mógł odczytać AutoCad Mechanical 2007 i zamienić ją na format pożądany, czyli format IGES.

2.2 Naprawa geometrii

Wczytanie pliku w formacie IGES nie stanowiło już problemu. Należało teraz tylko naprawić ewentualne błędy wygenerowane przez program podczas adaptacji pliku do formatu *.db. Pierwszym krokiem było usuwanie punktów pokrywających się, a właściwie

przypisanie jednego punktu dwóm punktom o tych samych współrzędnych. Operacja ta nazywa się w operacją Scalania (ang. Merge). Zaimportowana geometria stworzona została z szeregu połączonych ze sobą czworobocznych powierzchni. Pomijając fakt, że model nie był kompletny, tzn. brakowało niektórych elementów (krążki międzykręgowe oraz chrząstki stawowe), to pewne elementy, a konkretnie żebra oraz żebra chrzęstne, podczas procesu importu zostały ze sobą połączone. Z takich elementów nie można było utworzyć dwóch osobnych brył. Należało najpierw rozdzielić te elementy tworząc odpowiednie ściany rozdzielające je. Dla skrócenia czasu naprawy geometrii oraz dla zachowania symetrii modelu, żebra wraz z chrząstkami z prawej strony zostały utworzone przez elementów z lewej strony.

Najtrudniejszym etapem modelowania było utworzenie nowych brył na bazie geometrii elementów sąsiednich. Problem ten dotyczył utworzenia krążków międzykręgowych oraz chrząstek łączących żebra od przodu z mostkiem i od tyłu z kręgami. Był to najcięższy etap naprawy geometrii zarówno pod względem czasochłonności, jak i skali trudności. Nigdzie bowiem powierzchnie skrajne stanowiące części już zdefiniowanych brył nie zgadzały się pod względem punktów, z których można było wyprowadzić nowe powierzchnie je łączące.

2.3 Utworzenie modelu klatki piersiowej dziecka

Kolejnym krokiem w procesie tworzenia modelu klatki piersiowej odpowiadającej w przybliżeniu wymiarom klatki piersiowej 6 latka było przeskalowanie modelu. W tym celu należało dokonać trzech pomiarów:

- Pomiaru szerokości klatki piersiowej
- Pomiaru wysokości klatki piersiowej
- Pomiaru głębokości klatki piersiowej

Ponieważ model wyjściowy odpowiadał mniej więcej wielkości dorosłego człowieka, zatem znając te wielkości oraz wielkości do których miał być przekształcony można było obliczyć współczynniki skali. Przeskalowania dokonano w programie ANSYS tworząc ostateczną wersję końcowej geometrii do przeprowadzenia symulacji.

3. SYMULACJA ODWZOROWUJĄCA TEST CAVANAOUGH'A

Test obciążenia quasi-statycznego nazywany często testem Cavanaugh (od nazwiska autora) polega na obciążeniu klatki piersiowej i pomiarze lokalnej sztywności badanego modelu . O ile obciążenia dynamiczne odpowiadają przeważnie uderzeniom z dużą prędkością, o tyle wbrew pozorom stały się mniej istotne w przeciwieństwie do obciążeń quasi-statycznych [2]. Powodem tego jest fakt, że te drugie odzwierciedlają przeciążenia bierne mające swoje źródło w oddziaływaniu na ciało człowieka pasów bezpieczeństwa oraz poduszek powietrznych[4][5].

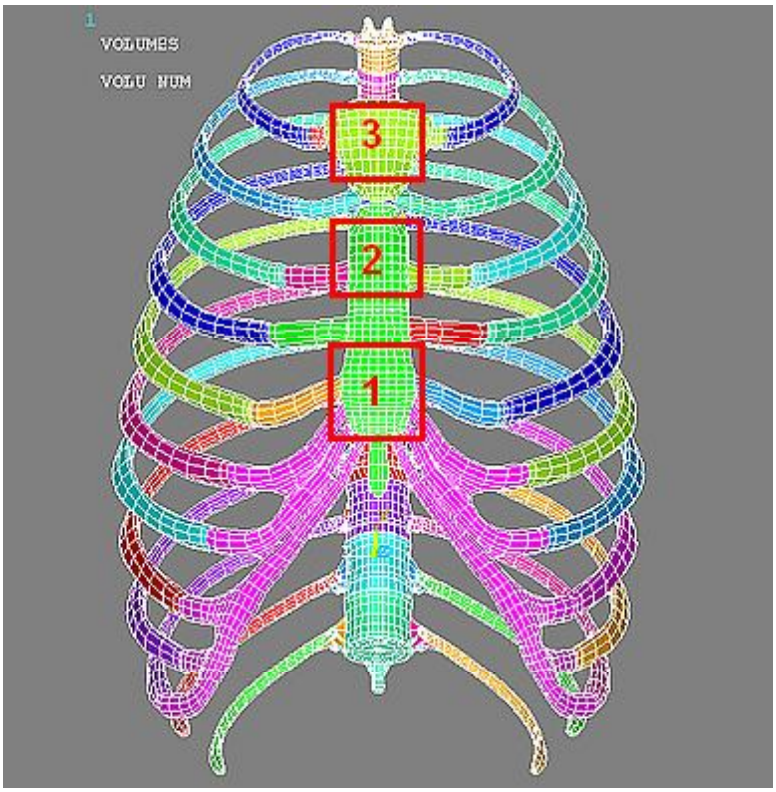
W pierwotnym doświadczeniu testu quasi-statycznego zastosowano nieodkształcalną płytkę o wymiarach 50,8x101,6mm i przyłożono ją do różnych regionów klatki piersiowej. Kolejnym etapem było przyłożenie nacisku do tego elementu i rejestrowanie wartości siły odpowiadającej przemieszczeniu klatki o wartości 25,4 mm. Po dojściu do takiej wartości notowano wartość siły wywołującej tego rzędu ugięcia i zatrzymywano próbę. Test został przeprowadzony na zmodyfikowanej maszynie wytrzymałościowej, w której prędkość siłownika wynosiła około 1 m/s [2][4][5].

W niniejszej pracy zastosowano odwrotne podejście do testu Cavanough'a [2]. Przyłożono siły otrzymane w teście tj.210N, 250N, 300N i zasymulowano ugięcie klatki piersiowej. Wykonano również drugą symulację zakładając siły mniejsze tj. 160N, 170N oraz 190N. Mniejsze wartości sił założonych do utworzonego modelu wydają się rozsądniejsze w przypadku sił odpowiadających klatce piersiowej dziecka. W rzeczywistości siły pochodzące od pasów bezpieczeństwa dla dziecka muszą być mniejsze ze względu na jego masę [Rys.1].

Pierwszym etapem na drodze badań metodą elementów skończonych był podział istniejącej bryły na elementy skończone. Dyskretyzacja opracowanego modelu klatki piersiowej składała się z trzech etapów:

- podział płaszczyzn na elementy skończone,
- podział brył na elementy skończone,
- usunięcie podziału płaszczyzn.

Do podziału powierzchni zastosowano element shell63 [element czworokątny z 6 stopniami swobody], a do podziału bryły solid92 [element tetragonalny z 10 stopniami swobody]. W ostatnim kroku obciążono klatkę piersiową w trzech obszarach [Rys.1]. Model podparto w pięciu punktach na wysokości kręgów Th3 - Th7 odbierając stopnie swobody tym kręgom.



Rys. 1 Klatka piersiowa wraz z zaznaczonymi obszarami, w których przyłożono obciążenia. Odpowiednio : 1 – 160N, 210N; 2 – 170N, 250N; 3 – 190N, 300N

4. WYNIKI

Tabelaryczne zestawienie wyników (Tabela1) pokazuje jak zmieniają się pewne parametry klatki piersiowej po przekroczeniu pewnych wartości sił.

Tabela 1: Zestawienie wyników pochodzących z weryfikacji testu Cavanaough'a oraz wyników otrzymanych w pracy dla dziecka. Dane antropometryczne zaczerpnięte z [1]

	Dorosła osoba (50 centylów)			Dziecko (6 lat)					
F [N]	210	250	300	160	170	190	210	250	300
S [cm]	3,2	2,9	4,5	1,5	0,73	1,33	1,99	1,06	2,16
G [cm]	24,2			20					
GK [%]	13,2	11,98	18,59	7,5	3,6	6,65	9,95	5,3	10,8

Otóż przy przyłożeniu sił F:160N, 170N oraz 190N największe ugięcie (G[cm]) wykazywała dolna część klatki, natomiast po przyłożeniu sił 210N, 250N oraz 300N największe ugięcie wykazywała z kolei górna część klatki. Procentowe ugięcie (GK[%]) całej głębokości klatki piersiowej (G[cm]) pokazuje, że zamodelowany mostek jest bardziej sztywny niż w modelu opracowanym na Politechnice Łódzkiej [2]. Zestawienie to potwierdza tylko częściowo test Cavanough'a. Należy jednak pamiętać, że klatka 6-latka jest o ponad o połowę mniejsza od klatki dorosłego mężczyzny oraz gęstość kości dziecka jest inna, niż dorosłego człowieka. W pracy z powodu braku danych materiałowych dla kości dziecka założono dane dla kości dorosłego człowieka.

5. WNIOSKI

Otrzymany model z zaimportowanej geometrii po poprawkach może spełniać swoją rolę modelu wirtualnego klatki piersiowej do analizy metodami elementów skończonych. Zdecydowanie skraca to czas pracy, choć naprawa zaimportowanej geometrii jest również czasochłonna i bardzo żmudna.

Analiza modelu pokazuje wysoką przydatność symulacji metodą elementów skończonych. Pozawala przewidzieć jakie będą konsekwencje obciążenia klatki odpowiednimi wartościami sił. Dostarcza zatem informacji, które mogą zostać wykorzystane do projektowania różnego rodzaju fotelików dziecięcych i innych zabezpieczeń ochraniających dziecko przed różnego rodzaju obrażeniami. Praca ta jednakże otwiera drogę do kolejnych badań i symulacji. Jest bowiem ważne określenie, czy otrzymane wyniki to tylko błąd geometrii zaimportowanej, czy być może faktyczne odwzorowanie zachowania się klatki piersiowej dziecka. Jeśli wyniki zostałyby potwierdzone dostarczyłoby to bardzo ciekawych danych dla projektantów zabezpieczeń urządzeń służących zabezpieczeniu dziecka przed urazami np. w wypadkach samochodowych.

Praca jest częścią projektu N51804732/3670 finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

LITERATURA

[1] Gedliczka A. : *Atlas miar człowieka. Dane do projektowania i oceny ergonomicznej.* Centralny Instytut Ochrony Pracy, Warszawa 2001.
[2] Łuczak B.: *Rozprawa doktorska: Modelowanie oraz analiza statyczna i dynamiczna klatki piersiowej z zastosowanie metalowych implantów.* Katedra Automatyki i Biomechaniki Politechniki Łódzkiej, 2006.
[3] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane.* Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
[4] Schneider, L, Ricci, L, Salloum, M, Beebe, M, King, A, Rouhana, S, Neathery, R (1992) Design and development of an advanced ATD thorax system for frontal crash environments Final Report Volume 1: *Primary Concept Development Trauma Assessment Device Development Program DOT HS 808 138.* University of Michigan Transportation Research Institute

MODELING AND STATIC ANALYSIS OF CHILD'S RIB CAGE

Summary. In this paper the method of adaptation the existing 3D geometry of human's rib cage to FEM system ANSYS 10.0 was presented. It was created for visualization objectives. There was shown the way of model's transformation into computational 3D geometry. Finally strength calculations were perform for verification Cavanough's test which was used in crash test of cars.

Mirosław ŻARNOWSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Agata GUZIK-KOPYTO, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

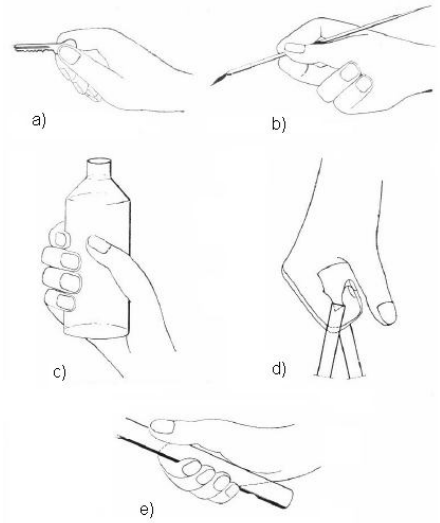
PROJEKT URZĄDZENIA DO REHABILITACJI RĘKI

Streszczenie: W pracy przedstawiono projekt urządzenia do rehabilitacji ręki, pozwalającego na poprawienie jakości oraz wartości chwytu pacjenta. Do głównych funkcji urządzenia należy stabilizacja oraz rehabilitacja mięśni zginaczy i prostowników palców. W pracy wykorzystano program Autodesk Inventor Professional 2008.

1. WSTĘP

Ręka jest najważniejszą częścią narządu ruchu człowieka, mającą wpływ na manipulację otoczeniem. To dzięki rękom można wykonywać większość czynności życia codziennego. Dlatego nawet najmniejszy uraz sprawia duże trudności w codziennym funkcjonowaniu.

Rehabilitacja ręki powinna zacząć się jak najwcześniej, aby zminimalizować możliwość ograniczenia ruchów w obrębie stawów. Przy niewielkich urazach wystarczy powrót do codziennych obowiązków, a czynności wykonywane ręką będą same w sobie kinezyterapią. Jednak przy większych urazach lub długotrwałych chorobach wymagana jest dodatkowa rehabilitacja. W takich przypadkach powrót do pełnej sprawności może trwać nawet rok. Najważniejszą funkcją ręki jest chwyt. Chwyt determinują trzy wielkości: jakość chwytu, wartość chwytu oraz zdolność manipulacyjna. Jakość chwytu to umiejętność dostosowania się ręki do trzymanego przedmiotu (Rys. 1.). Wartość chwytu zależy od mięśni sterujących ruchem i siły jaką są w stanie wygenerować. Zdolność manipulacyjna to przede wszystkim prawidłowe działanie układu nerwowego. [1]



Rys.1. Rodzaje chwytów: a) płaski, b) szczypcowy, c) cylindryczny, d) hakowy, e) młotkowy [2]

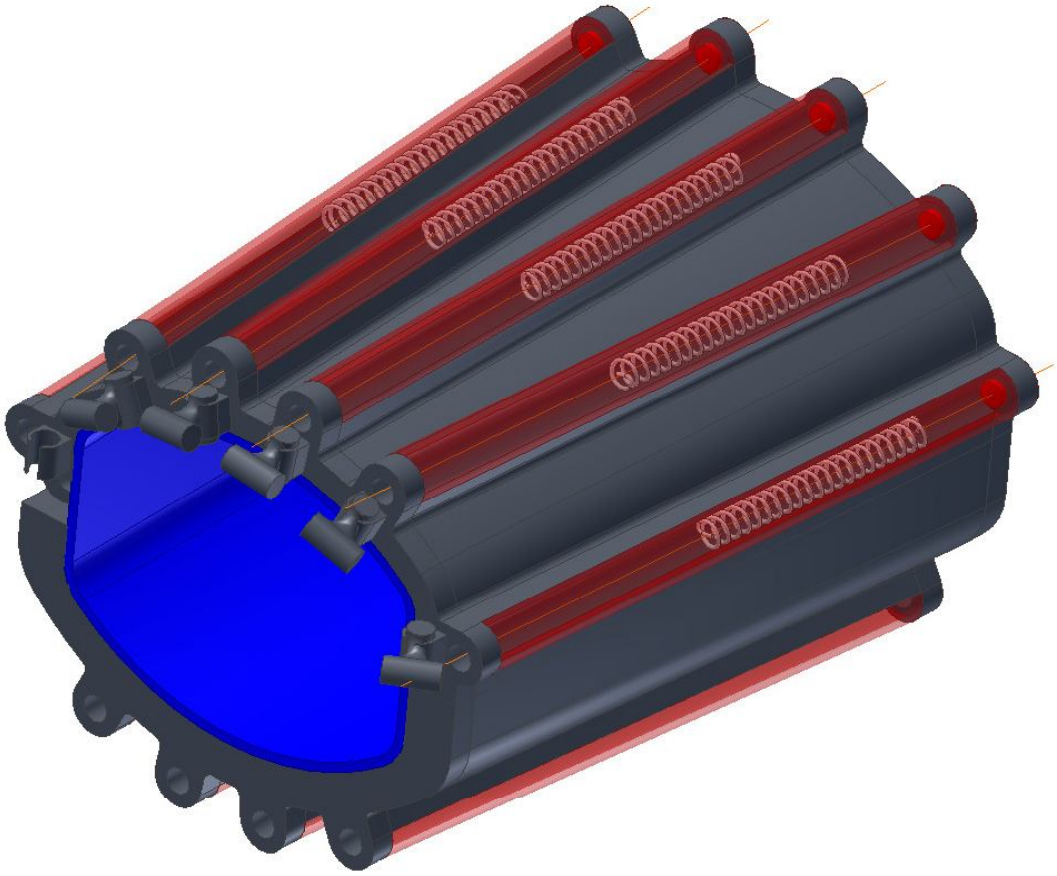
2. BUDOWA URZĄDZENIA

Zaprojektowane urządzenie do rehabilitacji ręki posiada modułową budowę składającą się z trzech członów:

- bransolety mocowanej na przedramieniu,
- układu łączącego,
- elementów mocowanych na palcach.

2.1. Bransoleta

Bransoleta wykonana jest z tworzywa sztucznego ABS, wyłożona od wewnątrz warstwą miękkiego materiału zapobiegającego otarciom. Jej zadaniem jest utrzymanie urządzenia na kończynie pacjenta. Na powierzchni bransolety znajdują się komory, w których umieszcza się sprężyny stanowiące obciążenie dla ćwiczącego.



Rys.2. Model bransolety

2.2. Elementy łączące

Elementy łączące bransoletę z palcami mają postać prętów wykonanych ze stopu aluminium. By zapewnić uniwersalność urządzenia i możliwość jego adaptacji do zmieniających się wymiarów ręki (np. w przypadku obrzęku) zastosowano zestaw zawiasów. Zawiasy te dostosowują się same w czasie zakładania elementów mocowanych na palcach. Na pręcie zostały zamontowane również oczka, przez które przeprowadzone będzie cięgno łączące palce z bransoletą.

Rys.3. Pojedynczy moduł łączący bransoletę z palcem

2.3. Elementy mocowane na palce

Elementy mocowane na palce są najważniejszymi elementami urządzenia. Ich budowa zapewnia prawidłowy ruch palców podczas wykonywania ćwiczeń. Są zaprojektowane na wzór szyny, dzięki czemu dobrze podtrzymują palce podczas wykonywania ćwiczeń.

Zawiasy wykonane z tworzywa sztucznego, zaprojektowane zostały w taki sposób, aby nie zakłócać zginania w stawie (oś zawiasu pokrywa się z osią w stawie).

Rys.4. Model elementu mocowanego na palcach II-V

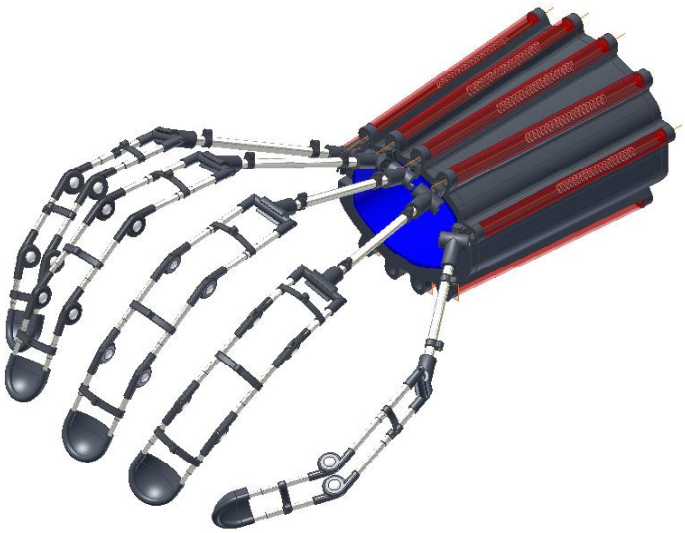
Zastosowanie połączeń teleskopowych na odcinkach odpowiadających paliczkom umożliwia dodatkową regulację położenia osi zawiasów.

Rys.5. Połączenie teleskopowe między zawiasami

3. FUNKCJE URZĄDZENIA

3.1. Rehabilitacja mięśni zginaczy palców

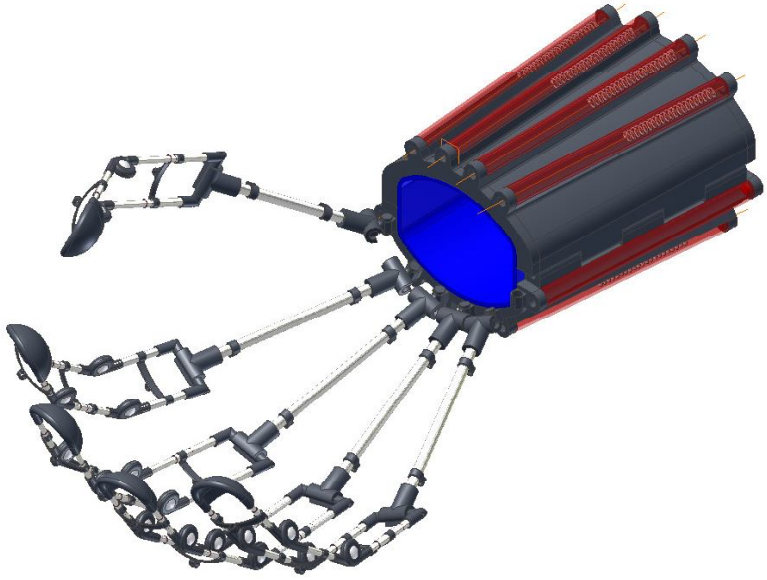
Jedną z funkcji urządzenia jest możliwość rehabilitacji mięśni zginaczy po zastosowaniu obciążenia w postaci sprężyn w górnych komorach bransolety (obciążenie dla palców II-V) oraz po stronie kciuka (obciążenie kciuka). W czasie zginania palców cięgno rozciąga sprężynę i użytkownik napotyka opór.



Rys.6. Urządzenie przystosowane do rehabilitacji zginaczy palców

3.2. Rehabilitacja mięśni prostowników palców

W celu rehabilitacji mięśni prostowników palców sprężyny umiejscowione powinny być w dolnych komorach bransolety oraz w komorze po przeciwnej stronie kciuka. W ten sposób obciążenie będzie działać podczas prostowania palców przez pacjenta.



Rys.7. Urządzenie przystosowane do rehabilitacji prostowników palców

3.3. Urządzenie stosowane jako stabilizator

Po zmodyfikowaniu zawiasów na palcach i zastąpieniu nitów śrubami, zaprojektowane urządzenie może być wykorzystane do stabilizacji stawów międzypaliczkowych. W tym celu należy zablokować zawiasy w żądanym położeniu poprzez dokręcenie śrub.

Rys.8. Zawias ze śrubą umożliwiający stabilizację.

4. PODSUMOWANIE

Celem niniejszej pracy było zaproponowanie postaci konstrukcyjnej urządzenia, które mogłoby służyć do rehabilitacji mięśni prostowników i zginaczy palców ręki.

Ze względu na zastosowane materiały, urządzenie cechuje się kompaktowymi gabarytami oraz tak niewielką masą. Dzięki czemu może być z powodzeniem używane przez pacjentów we własnym domu. Dodatkowym atutem urządzenia jest prostota jego obsługi.

Różnorodność zastosowania jednego urządzenia do stabilizacji pourazowej oraz rehabilitacji daje szanse zastosowania go również w ośrodkach medycznych i rehabilitacyjnych.

LITERATURA

[1] Zembaty A.: Kinezyterapia. Tom I. Wydawnictwo „Kacper" Sp. z o.o. Kraków 2002
[2] Praca zbiorowa: Rehabilitacja medyczna. Pod red. W.Dega, K.Milanowska. PZWL Warszawa 1983

PROJECT OF DEVICE FOR THE HAND REHABILITATION

Summary: The project of device for the hand rehabilitation is presented in the paper. Device enable better quality and force of catch. Stabilization and rehabilitation of flexors and extensors of fingers are the main functions of device presented in the paper. Program Autodesk Inventor Professional 2008 was used in the work.

Jarosław ŻMUDZKI, Katedra Modelowania Procesów i Inżynierii Medycznej, Politechnika Śląska, Katowice

MODELOWA ANALIZA MES WPŁYWU SILIKONÓW PODŚCIELAJĄCYCH PROTEZY ZĘBOWE NA REDYSTRYBUCJĘ OBCIĄŻEŃ W TKANKACH MIĘKKICH PODŁOŻA PROTETYCZNEGO

Streszczenie. Urazy i odczucia dyskomfortu bólowego podczas użytkowania protez zębowych mogą powstawać w wyniku przekroczenia tolerancji tkanki zarówno na ciśnienie jak i ścinanie, których maksymalne wartości na drodze badań MES zlokalizowano we wzajemnie odległych obszarach. Wprowadzenie silikonowego podścielenia protezy skutkuje zmniejszeniem maksymalnych wartości nacisków i ich wyrównaniem na powierzchni przylegania. Jednak przeniesienie części nacisków na stoki bezzębnych wyrostków skutkuje zwiększeniem ścinania przy kości pod powierzchnią tkanki miękkiej.

1. WSTĘP

Metodą zmniejszenia odczuć dyskomfortu i urazowości błony śluzowej pod protezami zębowymi jest stosowanie warstw podścielających [1,2], które są wykonywane przeważenie z plastyfikowanych polimetakrylanów lub silikonów. Polimetakrylany, z powodu utraty plastyfikatorów w środowisku jamy ustnej, stosunkowo szybko pozbawione zostają zdolności do rozładowywania obciążeń w przyległych tkankach. Stąd na podścielenia długoterminowe głównie stosuje się silikony.

Określenie pożądanych cech materiałowych tych warstw ze względu na efekty odciążenia błony śluzowej jest tu zagadnieniem kluczowym. Niemniej, związki pomiędzy stanem obciążenia w tkance miękkiej a ryzykiem powstawania urazów i występowaniem odczuć bólowych, nie zostały jak dotąd jednoznacznie ustalone. Bezpośrednie pomiary wielkości mechanicznych w układach żywych są znacznie ograniczone bądź po prostu niemożliwe. Do podstawowych niewiadomych należy stan obciążenia pod powierzchnią błony śluzowej. Eksperymenty na modelach fizycznych podobnie, jak badania w jamie ustnej, pozwoliły jedynie na uzyskanie informacji o rozkładzie nacisków [3-5]. Z kolei nieliczne próby modelowania numerycznego stanu obciążenia błony śluzowej znamionuje wyraźny brak rozeznania w przyjęciu prawidłowych kryteriów mechanicznych [6-10]. W analizach tych, oceny obciążenia błony dokonuje się w kryterium Hubera-Misesa, znajdującym skuteczne zastosowanie w inżynierii. Tymczasem w obszarze technik przeciwodleżynowych na drodze badań numerycznych i eksperymentalnych „in vivo" udokumentowane zostało [11-14] występowanie w tkankach obszarów podwyższonego ciśnienia oraz ścinania, wzajemnie odlegle zlokalizowanych, a równorzędnie odpowiedzialnych za tworzenie odleżyn [15,16].

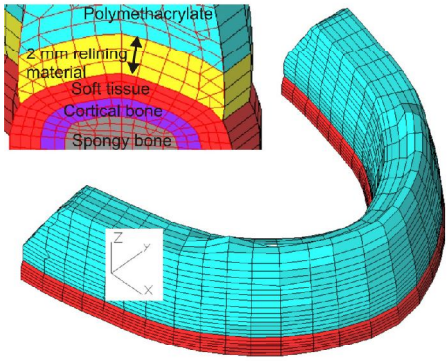
Wobec wymienionych niedostatków zasady kształtowania własności użytkowych protez nie mogą zapewniać optymalnego rozkładu obciążeń w tkance miękkiej podłoża protetycznego. Ogólne zalecenie dotyczące standardowego stosowania 2 mm grubości podścielenia wymaga weryfikacji.

Celem przedstawianej pracy było rozpoznanie wartości poszczególnych składowych stanu naprężenia w błonie śluzowej występujących w trakcie przenoszenia sił zgryzowych iu stalenie, jak modyfikacja podatności powierzchni siodeł protez, polegająca na wprowadzeniu 2mm warstwy z materiału podścielającego, wpływa na redystrybucję obciążeń rzutujących na występowanie urazów i odczuć bólowych.

2. METODYKA BADAŃ

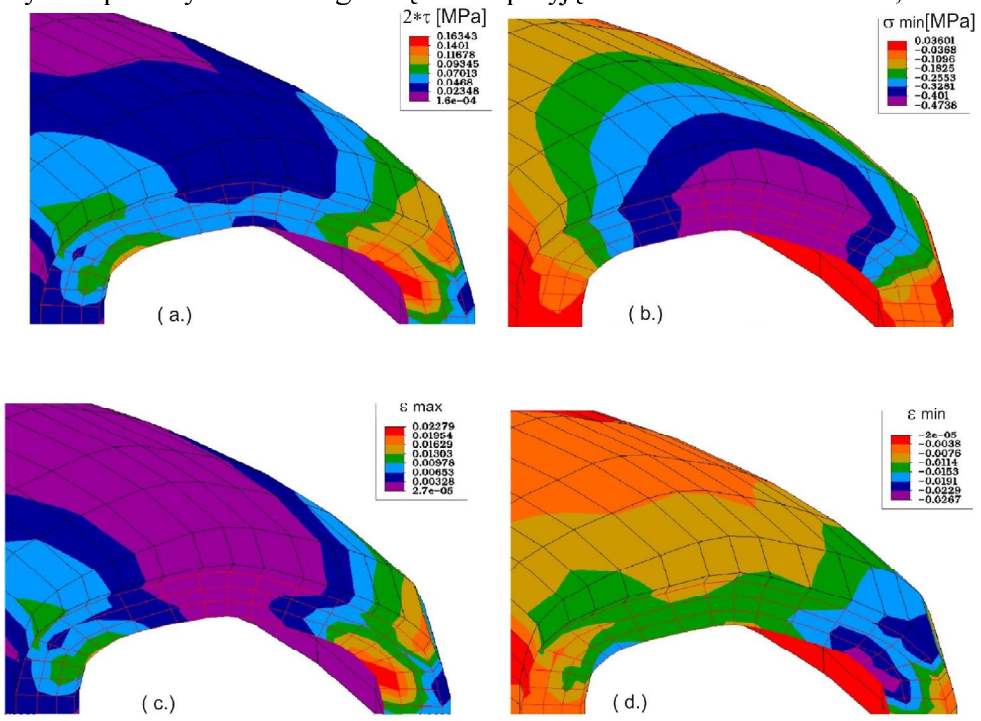
Ocena stanu obciążenia w błonie śluzowej pod protezą w trakcie działania sił zgryzowych dokonana została w oparciu o numeryczne badania MES (Algor software). Zgodnie z zasadami badań modelowych poczyniono założenia upraszczające, które mają na celu ograniczenie rozmiaru analiz numerycznych do poziomu dostosowanego do mocy obliczeniowej dostępnego komputera, przy odwzorowaniu cech układu na poziomie zapewniającym rozpoznanie poszukiwanych wielkości. Przygotowany przestrzenny model protezy spoczywającej na podłożu protetycznym żuchwy przedstawia rys. 1. Wyodrębniono wyłącznie część tkanek stanowiących obszar podparcia protezy. Założono, że wzdłuż kości żuchwy kształt i układ tkanek jest niezmienny. Do analizy przyjęto kształt podłoża charakterystyczny dla trudnych warunków protezowania, tzn. z silnym zanikiem bezzębnych wyrostków żuchwy, kiedy mała wypukłość i nachylenie stoków skutkuje zmniejszeniem powierzchni tkanki zdolnej do przenoszenia obciążeń zgryzowych. Przyjęcie kształtów wyrostków, pozbawionych nierówności, pozwoliło na tym etapie badań na wyeliminowanie z analizy zjawisk powstawania urazów, do których dochodzi w wyniku nakładania się w jednym obszarze efektów koncentracji różnych składowych naprężeń, odpowiedzialnych za tworzenie odmiennych typów urazów. W modelu protezy uproszczono kształty zębów, pomijając nieregularności powierzchni niepotrzebnie zwiększające liczbę elementów skończonych poza obszarem zainteresowania. W pierwszym z przygotowanych modeli twarde siodła protezy bezpośrednio uciskały błonę śluzową. Drugi z modeli numerycznych przygotowano by zbadać wpływ silikonowych podścieleń na redystrybucję obciążeń w błonie śluzowej. Na powierzchni pomiędzy protezą a podłożem śluzówkowym, wprowadzona zatem została równomierna warstwa grubości około 2 mm, w sposób typowy dla wykonawstwa podścieleń długoterminowych, czyli „kosztem" siodeł protezy (rys.1).

Analizą objęto naprężenia i odkształcenia w błonie śluzowej wywołane przemieszczeniami protezy przy nacisku pionową siłą 100N na siekaczach. Dalsze warunki brzegowe stanowiły więzy odbierające komplet stopni swobody na dolnej powierzchni kości żuchwy. Sposób podparcia modelu uzasadnia się nieznacznym wpływem deformacji kości żuchwy na obciążenia błony śluzowej, które wynikają głównie z przemieszczeń protezy. Na powierzchni proteza/podłoże założono idealne przyleganie. Odpowiada to sytuacji, w której nie występują lokalne poślizgi, ani odrywanie protezy od podłoża. Założenie w znacznej mierze odpowiada sytuacji stabilnego przenoszenia obciążeń zgryzowych i znajduje uzasadnienie w fakcie, że w realnych warunkach w momencie utraty stabilności naciski zgryzowe zostają natychmiast wstrzymane, a kontynuacja rozdrabniania pokarmu następuje dopiero po uzyskaniu właściwego położenia siodeł względem podłoża.

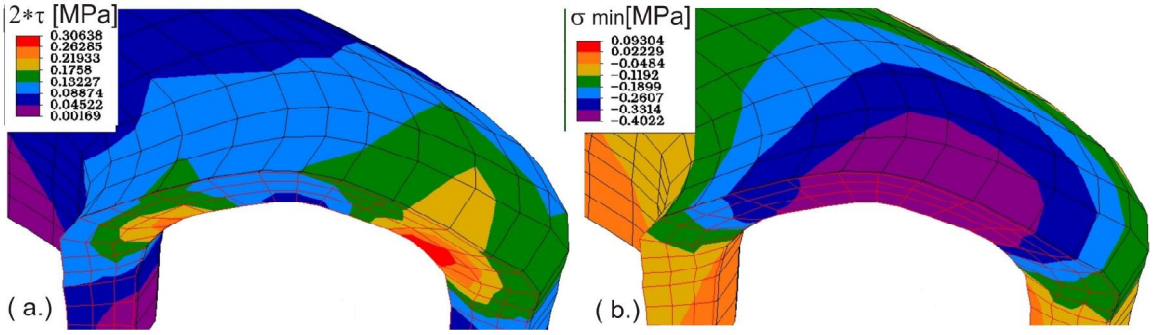


Rys. 1. Model MES protezy z przekrojem przedstawiającym przyjęte warstwy materiałowe i sposób podścielania twardych siodeł protezy.

W złożonych geometrycznie modelach i przy silnym zróżnicowaniu sprężystości kontaktujących się ciał, kiedy występują trudności z otrzymaniem wiarygodnych wyników i konwergencji po wprowadzeniu zjawisk kontaktu [9], zalecane jest [17] prowadzenie wyjściowych analiz w zakresie liniowym. Następnym z założeń, pozwalającym na znaczące uproszczenie procedur obliczeniowych, było założenie liniowo-sprężystych izotropowych charakterystyk mechanicznych materiałów. Błona śluzowa, poza początkową fazą żucia [18], pracuje w zakresie odkształceń natychmiastowych. Prowadząc badania stanu obciążeń towarzyszących żuciu, charakterystykę mechaniczną błony śluzowej w zadawalającym stopniu można przybliżyć zależnością liniową. Urazy tkanek podłoża najczęściej występują w przypadku małej zdolności do odkształceń natychmiastowych, stąd przyjęto wartość modułu sprężystości z górnego przedziału: E = 5 MPa [19]; małą ściśliwość tkanki w pewnej mierze odwzorowano wysokim współczynnikiem Poisson`a ν = 0,49. Silikonowe materiały podścieleń charakteryzują się nieznacznymi efektami reologicznymi [20,21]. Z kolei nieliniowe charakterystyki silikonów dla potrzeb badań numerycznych z powodzeniem aproksymuje się modułem sprężystości [10], którego wartość zawiera się w przedziale 1-20 [MPa]. W obliczeniach założono wartość odpowiadającą sprężystości błony śluzowej 5 [MPa]. Dla kości korowej przyjęto moduł Younga E = 17 GPa; dla kości gąbczastej E = 600 MPa; przy współczynnikach Poisson`a równych w obydwu przypadkach ν = 0,3. Dla polimetakrylanu protezy i sztucznego uzębienia przyjęto E = 2000 MPa i ν = 0,3.



Rys. 2. Obciążenia błony śluzowej w przekroju prostopadłym do łuku zębowego w punkcie działania siły zgryzowej:
(a) rozkład maksymalnych naprężeń tnących podwojonych (2* T max)
(b) rozkład naprężeń głównych minimalnych (ściskanie)
(c) rozkład odkształceń głównych maksymalnych
(d) rozkład odkształceń głównych minimalnych



Rys. 3. Redystrybucja stanu obciążenia tkanek miękkich spowodowana zastosowaniem materiału podścielającego:
(a) rozkład naprężeń maksymalnych tnących podwojonych (2* T max),
(b) rozkład naprężeń głównych minimalnych

3. REZULTATY BADAŃ

Badania numeryczne MES stanów naprężeń towarzyszących realnym obciążeniom użytkowym umożliwiły wyróżnienie kryterialnych obszarów niebezpiecznych ze względu na poziom poszczególnych składowych naprężeń. Badano nie tylko stan obciążenia na powierzchni błony śluzowej, który w prezentowanych dotychczas badaniach traktowano jako jedyne kryterium oceny własności użytkowych rozwiązań protez, lecz zwrócono również uwagę na rozkład obciążeń pod powierzchnią. Na rys. 2 (a), dokonując przekroju prostopadle do łuku zębowego w miejscu przyłożenia siły obciążającej, przedstawiono rozkłady podwojonych maksymalnych naprężeń tnących (bezpośrednio wskazują największą różnicę pomiędzy wartościami naprężeń głównych), a na rys 2 (b) naprężeń minimalnych (ściskanie) w błonie śluzowej. Na rys. 2 (c) i (d) zaprezentowano rozkłady odkształceń głównych maksymalnych i minimalnych.

Okazuje się zatem, że ścinanie, które jest odpowiedzialne za powstawanie odleżyn równorzędnie jak ściskanie [15,16], przyjmuje znacznie większe wartości pod powierzchnią błony śluzowej. Naprężenia tnące koncentrują się po bokach kości (na stokach) bezzębnych wyrostków. Asymetria, polegająca na mniejszym ścinaniu od strony językowej, wywołana jest geometrią układu: łukiem zębowym. W realnych warunkach dystrybucja obciążeń na boki wyrostków zależeć będzie wprost od dodatkowej poziomej składowej siły zgryzowej skierowanej do wewnątrz lub na zewnątrz łuku zębowego zależnie od lokalizacji pokarmu na powierzchni żującej zęba.

Na powierzchni błony śluzowej w sąsiedztwie krawędzi protezy również widoczny jest lokalny wzrost ścinania. Przyczyną są lokalne deformacje wywołane wepchnięciem krawędzi protezy w tkankę. Jednak ścinanie w głębi tkanki z tym zjawiskiem nie ma związku. Koncentracja ścinania przy kości wynika z największych różnic pomiędzy rozciąganiem a ściskaniem wywołanych deformacjami tkanki ugniatanej i wypychanej przez całą powierzchnię protezy. Różnice te uwidoczniają się wyraźnie na prezentowanych rozkładach odkształceń głównych. W centralnej części wyrostka odkształcenia minimalne wcale nie przyjmują największych wartości. Stąd nie mogą być powodem maksymalnych wartości ściskania, które doświadcza tkanka właśnie w tym obszarze. To napierające siodła protezy ograniczając swobodę przemieszczeń prawie-nieściśliwej tkanki skutkują wzrostem ciśnienia.

Rys. 3 przedstawia redystrybucję stanu obciążenia spowodowaną zastosowaniem materiału podścielającego. Ze względu na oszczędność miejsca przedstawiono jedynie rozkłady ciśnienia i ścinania, a pominięto prezentowane wcześniej zjawiska deformacji. Widoczne jest

wyrównanie nacisków powierzchniowych i ich znaczący spadek w obszarze centralnym ponad wypukłością kostną. Stwierdzono jednak znaczny wzrost ścinania zarówno przy kości jak i przy powierzchni. Przy czym, podścielenie skutkuje rozmyciem i przesunięciem przypowierzchniowych pików naprężeń tnących, zlokalizowanych w przypadku twardej protezy przy krawędzi siodeł. Stanowi to uzasadnienie powyżej podanego stwierdzenia, które dotyczy braku związku pomiędzy lokalną koncentracją naprężeń przy krawędzi protezy a koncentracją w głębi tkanek przy kości.

Stwierdza się zatem, że zarówno nacisków, jak i ścinania nie należy przyjmować jako odrębne kryteria oceny. Analizy prowadzone w oparciu o pojedyncze kryteria prowadzą do jednostronnej niekompletnej interpretacji zjawisk [10,11]. Wartości maksymalnych nacisków powierzchniowych są wyznacznikiem wyłącznie ściskania w obszarze centralnym i nie informują o poziomie naprężeń tnących w głębi tkanek.

Warstwa materiału podścielenia oddziałuje zatem w sposób dwustronny. Poprzez wyrównanie nacisków na powierzchni uzyskuje się zmniejszenie odczuć bólowych oraz ryzyka występowania urazów na wypukłości kostnej. Jednak eliminując niekorzystne efekty obciążeniowe w obszarze centralnym, można doprowadzić do rozwoju równie niebezpiecznych typowych odleżyn głębokich, charakteryzujących się przebiegiem od kości ku powierzchni tkanek miękkich. Stąd, powszechnie uznawane za najskuteczniejsze 2mm warstwy materiałów podścielających, w przypadku występowania typowych urazów odleżynowych na stokach wyrostków, nie mogą być stosowane. Również przy eliminacji urazów w obszarze centralnym, konieczna jest kontrola odczuć bólowych we wskazanych specyficznych obszarach w celu wczesnego zapobiegania odleżynom typu głębokiego.

W świetle przedstawionych rezultatów okazuje się zatem konieczne wpierw rozróżnienie typu urazu bądź lokalizacji odczuć bólowych. Dopiero wtedy można z nimi łączyć wyznaczniki stanu obciążenia: ścinanie, ciśnienie czy też siły styczne na powierzchni, odpowiedzialne za urazy cierne. Finalnie, przedstawione zależności pozwalają zastąpić intuicyjne i przypadkowe decyzje ścisłą optymalizacją cech użytkowych.

LITERATURA

[1] Płonka B.: Protetyka stomatologiczna - protezy całkowite. Urban&Partner, Wrocław 1994.
[2] Spiechowicz E.: Protetyka Stomatologiczna. PZWL Warszawa 1992.
[3] Ishizuka I, Mizokami T: Relationship between impression method of mucosa-borne area and denture pressure supportability. Bull Tokyo Dent Coll 1993;34(1):23–32.
[4] Ohguri T, Kawano F, Ichikawa T, Matsumoto N: Influence of occlusal scheme on the pressure distribution under a complete denture. Int J Prosthodont 1999;12(4): 353–8.
[5] Taguchi N, Murata H, Hamada T, Hong G: Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. J Oral Rehabil 2001;28(11):1003–8.
[6] Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K: Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. J Oral Rehabil 2000;27(8):660–3.
[7] Kawano F, Koran A 3rd, Asaoka K, Matsumoto N: Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. Int J Prosthodont 1993;6(1):43–9.
[8] Kawano F, Asaoka K, Nagao K, Matsumoto N: Effect of viscoelastic deformation of soft tissue on stresses in the structures under complete denture. Dent Mater J 1990;9(1):70-9.
[9] Takayama Y, Yamada T, Araki O, Seki T, Kawasaki T: The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. J Oral Rehabil 2001;28(11):1064–74.

[10] Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K: Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three-dimensional behaviour of a lower complete denture. J Oral Rehabil 2001;28(10):950–7.
[11] Oomens CWJ, Bressers OFJT, Bosboom EMH, Bouten CVC, Bader DL: Can Loaded Interface Characteristics Influence Strain Distributions in Muscle Adjacent to Bony Prominences? Comput Methods Biomech Biomed Engin 2003;(6)3:171–80.
[12] Ragan R, Kernozek TW, Bidar M, Matheson JW: Seat interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach. Arch Phys Med Rehab 2002;83:872–5.
[13] Linder-Ganz E, Shabshin N, Itzchak Y, Gefen A: Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. J Biomech 2007;40:1443–54.
[14] Even-Tzur N, Weisz E, Hirsch-Falk Y, Gefen A: Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: Computational studies. Bio-Medical Mater Engin 2006;16: 289–99.
[15] Kosiak M. Etiology of decubitus ulcers. Arch Phys Med Rehabil 1961:19–29.
[16] Linder-Ganz E, Gefen A: Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models. J Appl Physiol 2004;96:2034–49.
[17] Chabanas M, Payan Y, Marecaux C, Swider P, Boutault F: Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. IN S. Cotin and D. Metaxas (Eds.): ISMS 2004, LNCS 3078: 19–27.
[18] Hayakawa I, Hirano S, Kobayashi S, Nagao M, Masuhara E: The creep behaviour of denture-supporting tissues and soft lining materials. Int J Prosthodont 1994;7(4):339–47.
[19] Józefowicz W: Wyniki badań modułów sprężystości tkanek miękkich podłoża protetycznego. Prot Stom 1970,XX,3.
[20] Aydýn AK, Terziogçlu H, Akýnay AE, Ulubayram K, Hasýrcý N: Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. Dental Materials 1999;15:211–8.
[21] Williams KR, Jagger RG, Sadamori S, Waters MG: Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. J Dent 1996;24(4):301–8.

FEM MODEL ANALYSIS OF DENTURES SILICON RELINING INFLUENCE ON THE STRESSES REDISTRIBUTION IN DENTURE FOUNDATION SOFT TISSUES

Summary. Injuries and discomfort of pain sensations during wearing of dentures might result from exceeding tissue tolerances both as far as pressure and shear are concerned. Their maximum values determined by means of FEM analysis were located in opposite areas. Introducing silicone denture relining results in reduction of maximum compression values and their balance on adherence interface. Nevertheless, relocation of part of the compression forces on slopes of edentulous ridges causes increase of shear at the bone under surface of soft tissues.

Jarosław ŻMUDZKI, Wiesław CHLADEK, Katedra Modelowania Procesów i Inżynierii Medycznej, Politechnika Śląska, Katowice

ZNACZENIE WARUNKÓW PODPARCIA I OBCIĄŻENIA W MODELOWYCH BADANIACH MES PROTEZ ZĘBOWYCH TYPU OVERDENTURE

Streszczenie. W badaniach modelowych FEM protez overdenture założenie więzów ograniczających ruchomość protezy w sposób zgodny z zasadami ich funkcjonowania pozwala na rozpoznanie obciążeń złączy, przy znacznym uproszczeniu modelu numerycznego. Dla powszechnie dostępnych w sprzedaży typów złączy podczas transmisji sił żucia stwierdzono występowanie znacznych wartości obciążeń bocznych, co stanowi bezpośrednie wyjaśnienie przyczyn niepowodzeń mechanicznych. Założenie pionowych kierunków sił zgryzowych prowadzi do znacznego niedoszacowania obciążeń złączy.

1. WSTĘP

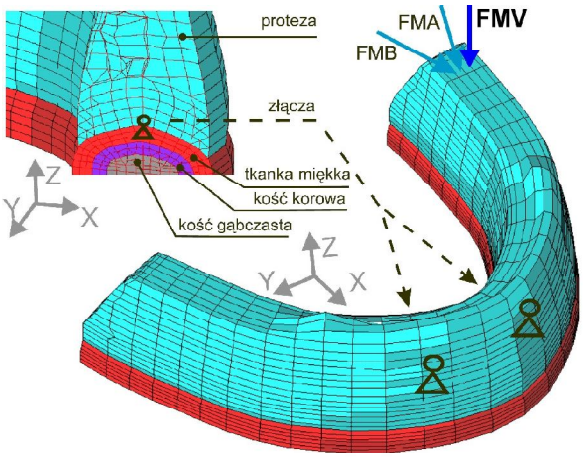
W protetyce zębowej jednym z najbardziej aktualnych problemów jest rozpoznanie transmisji obciążeń zgryzowych w ekonomicznych typach dolnych protez całkowitych, w których dwa implanty są wystarczające do zamocowania konwencjonalnej akrylanowej protezy za pomocą specjalnych złączy. W rozwiązaniach tego rodzaju utrzymanie implantów w przedniej części żuchwy sięga 100%. Jednak użytkowaniu protez towarzyszą liczne niepowodzenia o charakterze mechanicznym [1-4], świadczące o niedostatecznym rozpoznaniu transmisji obciążeń zgryzowych w kierunku podparcia implantologicznego. Pomimo licznych badań, rozkład obciążeń zgryzowych na strefy podparcia śluzówkowego i implantologicznego nie został przedstawiony w jasnej relacji do podstawowej cechy złączy, czyli zadanego stopnia ograniczenia swobody przemieszczeń w złączu.

Celem badań było określenie na drodze modelowej analizy MES realnych poziomów obciążeń występujących w trakcie żucia w szeroko stosowanych typach złączy, przedstawianych na rynku jako zaawansowane pod względem zgodności z resiliencją błony śluzowej.

2. METODYKA BADAŃ

Do budowy przestrzennego modelu numerycznego i obliczeń MES zastosowano Algor software. W modelu geometrycznym protezy uproszczono nieregularności kształtów sztucznych zębów. Do analizy wybrano przypadek podłoża kostnego, który stwarza największe problemy w praktyce klinicznej, z charakterystycznymi dla silnie atroficznych wyrostków zębodołowych płaskimi stokami. W modelu odwzorowano fragment łuku kości żuchwy stanowiący obszar podparcia protezy. Na całej długości łuku przyjęto stały kształt wyrostków zębodołowych oraz niezmienny układ warstw, jak przedstawiono na przekroju na rys.1. Mechaniczne efekty współpracy protezy z implantami badano w typowym wariancie lokowania implantów w przedniej bródkowej części wyrostków zębodołowych żuchwy.

W miejscach zamocowania protezy do implantów wprowadzono prosty system więzów, które ograniczają swobodę przemieszczeń protezy zgodnie z zasadami ich działania.



Rys. 1. Warunki analizy modelowej MES

Dostępne na rynku złącza, przedstawiane przez producentów jako mechanicznie biozgodne ze względu na zaawansowanie pod względem resiliencji z błoną śluzową, można podzielić w zasadzie na dwa typy: zezwalające na pełną swobodę rotacji wokół punktu podparcia (wariant oznaczony „K") oraz z dodatkową możliwością osiadania protezy wzdłuż osi implantu (wariant oznaczony „R"). W poprzednich badaniach [5] zakładano nie tylko możliwość osiadania, ale pełną swobodę przemieszczeń osiowych. Tym razem ograniczone zostały przemieszenia skutkujące wypięciem złącza, do którego przy analizowanym przypadku sił zgryzowych będzie dochodzić na podporze po stronie balansującej. Dla uproszczenia procedur obliczeniowych przyjęto liniowo sprężyste charakterystyki mechaniczne materiałów. Przyjęto przeciętnie cechy sprężyste błony, opisane modułem Younga E=3 MPa, a jej nieściśliwość w pewnym zakresie odwzorowano wysokim współczynnikiem Poisson ν=0.49. Dla kości korowej przyjęto moduł Younga E=17 GPa; dla kości gąbczastej E=600 MPa; przy współczynnikach Poisson`a równych w obydwu przypadkach ν=0.3. Cechy materiałowe protezy opisano danymi E=2000 MPa i ν=0.3. Obciążenia złączy, jako reakcji w założonych więzach, analizowano dla szczególnych przypadków sił zgryzowych o wartości 100 N. Symulowano obciążenia towarzyszące żuciu, kiedy proteza jest nie tylko dociskana do podłoża, ale dodatkowo wymuszone zostaje jej przesunięcie w poziomie, w wyniku którego mogą się zwiększać poziome (boczne) składowe sił obciążających złącza. Założono dwa niekorzystne dla obciążeń złączy przypadki wypadkowej dynamicznie zmieniających się sił żucia na guzkach zębów trzonowych. Przyjęto siłę zgryzową skierowana pod kątem 45° ku policzkowi w płaszczyźnie czołowej (FMB). Dalej, drugi przypadek, siłę również pod kątem 45°, ale skierowaną doprzednio w płaszczyźnie strzałkowej (FMA). Przeprowadzono również obliczenia przy pionowym kierunku siły zgryzowej (FMV), w celu porównania wyników dla tego szczególnego przypadku wypadkowej sił okluzyjnych, bardzo często przyjmowanego w badaniach modelowych. Pomiędzy błoną śluzową a protezą założono pełne przyleganie. Cały model został sztywno podparty u dołu kości żuchwy.

3. REZULTATY BADAŃ

Zasadą prowadzenia badań modelowych jest wyeliminowanie założeń modelowych niepotrzebnie zwiększających rozmiar analizy, których znaczenie w analizowanym zjawisku jest drugorzędne lub zupełnie nieistotne. Dąży się zatem do uzyskania najprostszego modelu, który jednak pozwala na ilościowe rozpoznanie analizowanych zjawisk. Podstawą uzyskania prawidłowych rezultatów badań numerycznych i rozpoznania realnych zjawisk jest odpowiednie założenie warunków brzegowych modelu. W tej materii występują niejednoznaczności dotyczące warunków podparcia modeli, a przede wszystkim obciążenia siłami czynnymi.

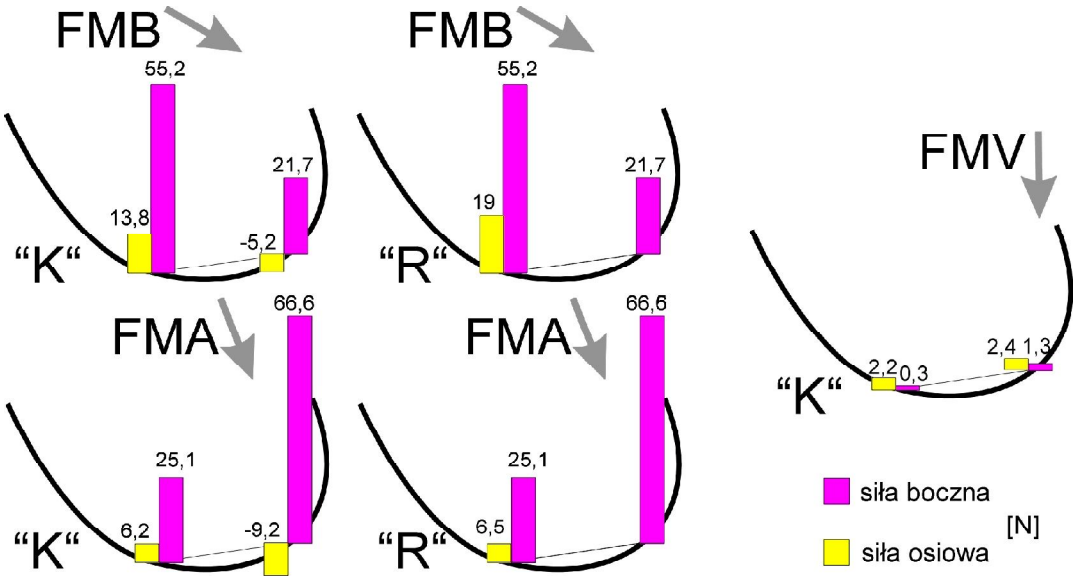
W przypadku badania zjawisk biomechanicznych w protezach osiadających odwzorowanie w modelu układu tkanek żuchwy wykraczające poza obszar podparcia znacznie zwiększa

rozmiar analizy. W zamian uzyskuje się co prawda dodatkowe informacje o deformacji całej kości żuchwy. Jednak ten wielokrotny wzrost rozmiaru analizy nie jest konieczny do rozpoznania zjawisk rozkładu obciążeń zgryzowych na strefy podparcia śluzówkowego i implantologicznego. Deformacje całej kości żuchwy odgrywają podrzędną rolę i nie wpływają znacząco na przemieszczenia protezy, ze względu na nieporównywalnie większe odkształcenia miękkiego podłoża błony śluzowej. Podobnie deformacje podpór implantologicznych wraz z otaczającą tkanką kostną. Dla przedmiotowych badań jest także zbędne dokładne odwzorowanie kształtu zębów, znacznie zwiększające rozmiar analizy numerycznej ze względu na generację dodatkowej liczby niepotrzebnych elementów skończonych w pobliżu nieregularnych powierzchni.

Założenie więzów zastępujących w modelu pełne zespoły zamocowania, przy znacznym uproszeniu modelu i rozmiaru analizy, pozwoliło nadać analizie numerycznej uniwersalny wymiar. Rezultaty nie są związane z żadnym z komercyjnych systemów złączy, lecz przedstawiają prostą informację o wartościach sił przejmowanych przez złącza zależnie od ich typu.

Założenie całkowitego przylegania protezy na powierzchni śluzówkowej w znacznej mierze odzwierciedla sytuację stabilnego żucia. Nie rozpatruje się tutaj incydentalnych sytuacji, kiedy w wyniku odrywania protezy bądź poślizgu, może dochodzić do zrzucania protezy z podłoża. Założenie takie znajduje uzasadnienie, gdyż w sytuacji utraty przylegania protezy, pacjent wyczuwający brak jej stabilności redukuje siły okluzyjne, dążąc by siodła protezy wróciły we właściwe położenie.

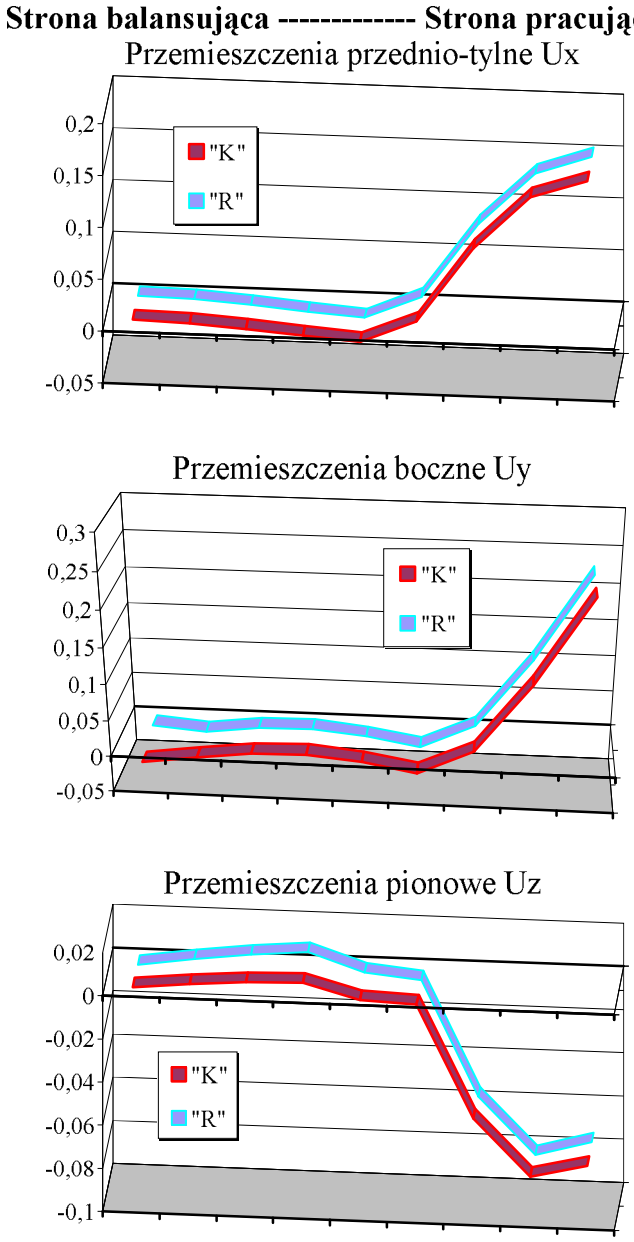
Podstawowe znaczenie dla otrzymanych reakcji wokół stref zamocowania ma sposób przyłożenia siły zgryzowej. W licznie prezentowanych analizach obciążeń systemów zamocowań opartych na badaniach zarówno na modelach fizycznych, jak i numerycznych, często przyjmuje się wyłącznie pionową składową sił zgryzowych. W realnych warunkach siły zgryzowe są skośne, a brak składowej poziomej w analizie modelowej poważnie ogranicza jej wyniki. Ze względu na pionowe osiadanie protezy, nie będą generowane w złączach reakcje boczne. Zatem, rezultaty badań uzyskane przy założeniu dominującej roli pionowych sił okluzyjnych przedstawiają znaczne niedoszacowanie obciążeń zamocowań.



Rys. 2. Siły boczne i osiowe dla złączy kulkowych „K" oraz tzw. resilientnych „R" przy obciążeniu skośnymi siłami żucia (FMB i FMA). W porównaniu reakcje przy założeniu wyłącznie pionowej składowej sił żucia (FMV) dla złączy typu „K".

Projektowanie konstrukcji złączy w oparciu o takie wyniki nie może być poprawne.
Wyniki badań potwierdziły przypuszczenia o przejmowaniu przez złącza znacznych wartości obciążeń okluzyjnych, w szczególności sił bocznych. Na rys. 2 dla analizowanych wariantów sił okluzyjnych przedstawione zostały wartości sił przejmowanych przez złącza typu „K" i „R" po stronie balansującej oraz pracującej. Dla sił bocznych (czyli poprzecznych do osi implantu w płaszczyźnie poziomej „XY") wywołujących zginanie implantu, podano bezwzględne wartości wypadkowej sił bocznych. Wartości składowej osiowej „Z" podano z rozróżnieniem na ujemne wartości skutkujące naciskiem w kość oraz dodatnie wartości powodujące ciągnięcie w górę, czyli dążące do otwarcia złącza w chwili osiągnięcia wartości siły limitowanej retencją złącza.

Na rys. 3 zestawiono wykresy przemieszczeń protezy (mm) odczytane w 9 punktach kontrolnych wzdłuż przedniej dolnej krawędzi siodeł. W prezentacji wykresów przemieszczeń wybrano wariant siły okluzyjnej FMB. Wykresy przemieszczeń obrazują wyraźnie, że ruchomość protezy w strefach złączy jest ograniczona i dla obydwu typów złączy nie różni się znacząco. Zapewniony przez obydwa typy złączy zakres ruchomości skrzydeł protez pozwala uzyskać stosunkowo niskie wartości wyłącznie osiowych sił, rzędu 5-10N. Jednak przy realnych ukośnych siłach zgryzowych, zarówno swoboda obrotu w złączach, jak i możliwość osiadania protezy wzdłuż osi implantu, nie eliminują przejmowania znacznych wartości składowych poziomych sił zgryzowych. Właśnie w mniejszej mierze od sił osiowych, lecz w większej mierze od zginania, a zatem bocznych obciążeń, uwarunkowane są niekorzystne zmiany w tkance kostnej otaczającej implant [5-10]. Przedstawione wyniki pozostają w zbieżności z rezultatami uzyskanymi w jednym z nielicznych badań prowadzonych w warunkach realnych obciążeń w jamie ustnej [11], gdzie stwierdzono, że siły poprzeczne w implantach utrzymywały się w zakresie przekraczającym 100-300%



Rys. 3. Przemieszczenia (ruchomości) protez dla złączy K i R przy obciążeniach żucia FMB

wartości składowych osiowych. Jednak prawidłowa interpretacja wyników badań w jamie ustnej wymaga dokładnego rozpoznania warunków podparcia na podłożu protetycznym, czyli przede wszystkim resiliencji błony śluzowej oraz kształtu wyrostków, a także lokalizacji filarów oraz ułożenia ich osi. Wpływ sposobu obciążenia symulowanymi siłami zgryzowymi na ocenę testowanych złączy potwierdza również eksperyment przeprowadzony metodą elastooptyczną [6]. Skośne siły na trzonowcu są transmitowane na podłoże całkowicie odmiennie niż pionowe [6]. W przypadku sił pionowych obciążenie jest transmitowane na podłoże śluzówkowe w tylnych obszarach. Skośne siły wywołują wysokie obciążenia w tkance kostnej wokół filaru po stronie obciążanej. Autorzy konkludują, że przy braku dopasowania do podłoża, jak również niepodatnych złączach można się spodziewać przeciążeń tkanki kostnej. Również w eksperymencie MES [7] zwrócono uwagę na znaczenie bocznych obciążeń w złączach, gdzie naprężenia z wartości ok. 3,5MPa w przypadku obciążeń pionowych wzrastają do ponad 25MPa przy obciążeniach pod kątem 60 stopni do osi implantu. Jednak dyskutowany przez autorów [7] znaczący wpływ przyjętych do analizy

typów złączy na obciążenia kości jest dość wątpliwy. Otrzymano tu różnice w zakresie pomiędzy 25,3 a 28,1 MPa. Różnice te mogą wynikać ze zmiennego rozkładu nacisków bocznych dla różnych typów złączy, co skutkuje niewielkim zróżnicowaniem w ułożeniu wypadkowej tych sił oraz momentu gnącego cały filar. Stąd obciążenia kości w badaniach porównawczych różnych systemów w głównej mierze zależą od ramienia sił bocznych, czyli wprost od odcinka pomiędzy powierzchnią kości a punktem przyłożenia sił bocznych.

Tzn. zróżnicowane efekty odciążenia tkanki kostnej dla konkretnego systemu nie wynikają ze znaczącego zróżnicowania przejmowania obciążeń zgryzowych przez same złącza. Zróżnicowanie wynika z odmiennego sposobu przekazywania ich do kości, określonego przez dźwignię sił bocznych charakterystyczną dla danego komercyjnego systemu, a następnie przez cechy konstrukcyjne implantu i łącznika. Stąd wyników testów porównawczych nie należy traktować w rozumieniu obciążeń przejmowanych przez same złącza. Dane pomiarowe przedstawiane są zazwyczaj jako wartości sił w implantach, które należałoby przeliczyć, aby uzyskać wartości sił bocznych przejmowanych przez samo złącze. Podejście takie nie jest jednak praktykowane, gdyż dla praktyki lekarskiej wydają się bardziej użyteczne porównania całych systemów. Z drugiej strony podejście takie jest źródłem niejednoznaczności właśnie odnośnie oceny konstrukcji i zasad pracy samych złączy. W tej pacy proponuje się, żeby dokonywać jednoznacznej i przejrzystej oceny zasad funkcjonowania złącza, w sposób niezależny od obciążeń konstrukcji implantologicznej i kości, które to wartości, jako wtórne i zależne nie tylko od cech złączy, dezinformują.

Znaczne wartości sił bocznych stanowią wyjaśnienie przyczyn mechanicznych niepowodzeń eksploatacji złączy [1-4]. Wprowadzany do powszechnej świadomości przez producentów termin złączy biozgodnych, czy zaawansowanych pod względem resiliencji do podłoża, w świetle jednoznacznych rezultatów obliczeń tej pracy, należy uznać jako zabieg marketingowy, w którym wykorzystuje się, niezależny od typu złączy, fenomen, prawie 100% powodzenia w utrzymaniu implantów lokowanych w części bródkowej żuchwy.

LITERATURA

[1] Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90:121-32.

[2] Heydecke G,. Penrod JR, Takanashi Y, Lund JP, Feine JS, Thomason JM. Cost-effectiveness of mandibular two-implant overdentures and conventional dentures in the edentulous elderly. J Dent Res 2005;84(9):794-9.

[3] MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. J Prosthet Dent 2005;93:28-37.

[4] Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. Clin Oral Invest 1997;1:119–124.

[5] Chladek W, Chladek G, Lipski T, Margielewicz J, Żmudzki J. Biomechaniczne problemy w konstruowaniu implantologicznego systemu stabilizacji protez całkowitych. Wyd. Pol. Śl. Seria Monografie Nr 152, Gliwice 2008; ss.215.

[6] Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.

[7] Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil. 2005;32(3):193-205.

[8] W. Chladek, S. Majewski, J. Zmudzki, J. Krukowska, Mechaniczne warunki funkcjonowania wybranych konstrukcji implantoprotetycznych – badania modelowe. Implantoprotetyka 2003;2:3-10.

[9] Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Impl Res 1998;9:407-18.
[10] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J. Biomed. Mater. Res. 1998;43:192-203.
[11] Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13(1):36-4.

IMPORTANCE OF SUPPORT AND LOADING CONDITIONS IN OVERDENTURE FEM MODEL INVESTIGATIONS

Summary. In overdenture FEM analysis, assumption of constrains reducing denture movement according to the rules of their functioning allows to determine loads of attachments, at the same time significantly simplifying numerical model. For commonly available types of attachments – during occlusal forces transmission found has been an occurrence of considerable lateral loads, which directly explains the causes of mechanical failures. Assumption of vertical occlusal forces directions leads to remarkable underestimating of attachments loads.