

Paweł BARTUZI, Danuta ROMAN-LIU, Zakład Ergonomii, Centralny Instytut ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy, Warszawa

WPLYW TYPU MIĘŚNIA NA PARAMETRY WIDMA MOCY SYGNAŁU EMG

Streszczenie. Celem pracy było opracowanie wskaźników, opartych na widmie mocy sygnału elektromiograficznego (EMG), obrazujących budowę morfologiczną mięśnia. Sygnał EMG został zarejestrowany z mięśni: czworoboczny część zstępująca (*trapezius pars descendens-TPD*), naramienny część obojczykowa (*deltoideus pars clavicularis-DPC*), naramienny część barkowa (*deltoideus pars acromialis-DPA*) oraz zginacz łokciowy nadgarstka (*flexor carpi ulnaris-FCU*), podczas badań w 6 wariantach obciążenia. W wyniku analizy opracowano parametry widma mocy sygnału EMG, szczególnie wrażliwe na zmiany w strukturze mięśnia.

1. WSTĘP

Zawarte w literaturze światowej wyniki badań wskazują na znaczny wpływ typu mięśnia w tym zawartości włókien mięśniowych określonego typu na wartości powszechnie stosowanych parametrów sygnału EMG. Stosunek ilości typu I (wolne) i typu II (szybkie) włókien mięśniowych ma wpływ na różnicę w amplitudzie powierzchniowego EMG wyrażającą siłę mięśnia [3], jak również na wartości parametrów częstotliwościowych *MPF* i *MF* [1, 2].

Wpływ struktury mięśnia na parametry sygnału EMG ma szczególne znaczenie podczas oceny zmęczenia mięśniowego z zastosowaniem analizy sygnału EMG. Stąd też istotne znaczenie ma analiza widma mocy uwzględniająca różnice wynikające ze zróżnicowania struktury mięśnia (typ włókien mięśniowych, wielkość i umiejscowienie mięśnia, grubość tkanki tłuszczowej). Brak jest badań, które wskazywałyby na pasma częstotliwości widma mocy sygnału EMG, które zależą od typu mięśnia, podczas gdy określanie, które pasma częstotliwości są szczególnie zależne od typu mięśnia miałyby istotne znaczenie w analizie zmęczenia mięśniowego.

Celem pracy było opracowanie parametrów odnoszących się do poszczególnych pasm częstotliwości widma mocy sygnału EMG wskazujących na różnice w budowie morfologicznej mięśnia.

W ramach realizacji celu przeprowadzono badania doświadczalne z zastosowaniem elektromiografii powierzchniowej. Na podstawie analizy zarejestrowanego sygnału EMG opracowano parametry widma mocy oraz określono, które z tych parametrów są szczególnie wrażliwe na zmiany w strukturze mięśnia.

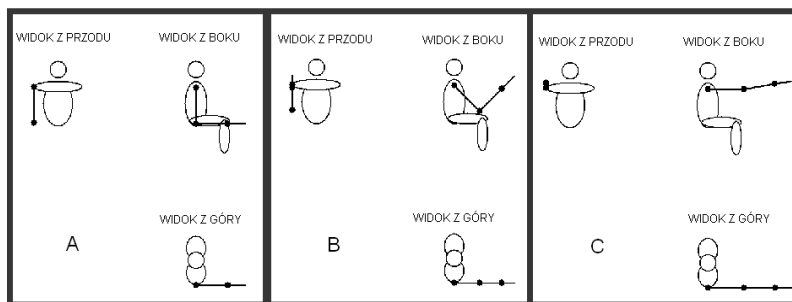
2. METODYKA BADAŃ

2.1. Badania doświadczalne

W czasie trwania badań mierzony był sygnał EMG z mięśni: czworoboczny część zstępująca (*trapezius pars descendens* - *TPD*), naramienny część obojczykowa (*deltoideus pars clavicularis* - *DPC*), naramienny część barkowa (*deltoideus pars acromialis* - *DPA*) oraz zginacz łokciowy nadgarstka (*flexor carpi ulnaris* - *FCU*) obręczy kończyny górnej prawej.

Grupę osób badanych stanowiło 10 mężczyzn w wieku od 20 do 25 lat. Średnia (odchylenie standardowe) wieku, masy ciała oraz wysokości ciała badanych osób odpowiednio wynoszą: 21,6 l. (1,5 l.); 73,2 kg (7,6 kg); 179,2 cm (7,1 cm).

Badania przeprowadzono dla trzech położeń kończyny górnej (rys. 1). Dla każdego z położeń kończyny górnej zapisywano sygnał EMG pochodzący z badanych mięśni w dwóch wariantach obciążenia (*R* - ruchomy i *S* - stacjonarny). W ten sposób uzyskano 6 wariantów badań, opisanych jako: *AR*, *AS*, *BR*, *BS*, *CR* i *CS*.



Rys.1. Położenia kończyny górnej podczas badań

2.2. Pomiar sygnału EMG i aparatura badawcza

Rejestracja sygnału EMG odbywała się za pomocą elektrod powierzchniowych. Przed przystąpieniem do badań odpowiednio przygotowano skórę poprzez ogolenie jeśli było to konieczne oraz oczyszczenie przy użyciu alkoholu. Po naklejeniu elektrod, uzyskano rezystancję między skórą a elektrodą poniżej 2 k Ω .

Sterowanie procesem pomiarowym odbywało się przy użyciu komputera. Do pomiarów i analizy wykorzystany został aparat *ME4000P*, który w połączeniu z komputerem umożliwia obserwację i rejestrację nieprzetworzonego sygnału. Częstotliwość próbkowania sygnału EMG wynosiła 1 kHz.

3. ANALIZA SYGNAŁU EMG

3.1. Analiza wstępna

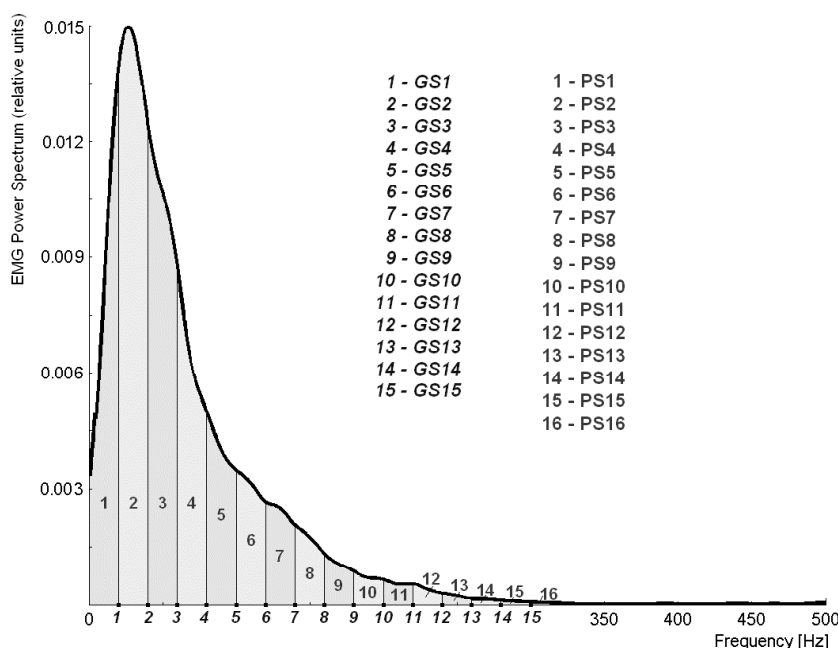
Zgromadzone w badaniach dane pomiarowe zostały poddane analizie mającej na celu określenie wpływu struktury mięśnia na parametry sygnału EMG. Badane mięśnie zostały pogrupowane według szacowanych proporcji włókien mięśniowych typu I oraz włókien typu II.

Przed obliczeniem parametrów sygnału EMG dane uzyskane z badań podzielone zostały na okna. Każde okno zawiera 1000 próbek, czyli 1000 wartości zapisanego sygnału EMG w kolejnych chwilach czasowych. Dla każdego okna wyznaczano wartości poszczególnych parametrów sygnału EMG.

3.2. Wyznaczanie parametrów sygnału EMG

Analizowano parametry sygnału EMG w dziedzinie czasu (amplituda średniokwadratowa *RMS*) oraz parametry sygnału EMG w dziedzinie częstotliwości (parametry widma mocy), które zostały wyznaczone po przeprowadzeniu szybkiej transformaty Fouriera (*FFT*). Z każdego okna zawierającego sygnał EMG otrzymano widmo mocy. W następnym kroku widma mocy poddane zostały normalizacji. Normalizacja polegała na podzieleniu wartości w konkretnym widmie przez sumę składników całego widma. Znormalizowanie widm umożliwiło określenie charakterystycznych parametrów widma mocy.

Parametry widma mocy sygnału EMG zostały wyznaczone w wyniku podziału widm mocy sygnału EMG na zakresy określone przez częstotliwości graniczne. Częstotliwości graniczne przyjęto jako stałe numery poszczególnych próbek (każdej próbce odpowiada określona częstotliwość) i przypisano im następujące nazwy i wartości: *GS1*=20Hz, *GS2*=40Hz, *GS15*=300Hz (maksymalna częstotliwość w widmie wynosi 500Hz) (rys. 2). W wyniku podziału widma mocy otrzymano 16 przedziałów częstotliwości, w których obliczana jest moc widma (parametry od *PS1* do *PS16*), jako suma wszystkich próbek z danego przedziału.



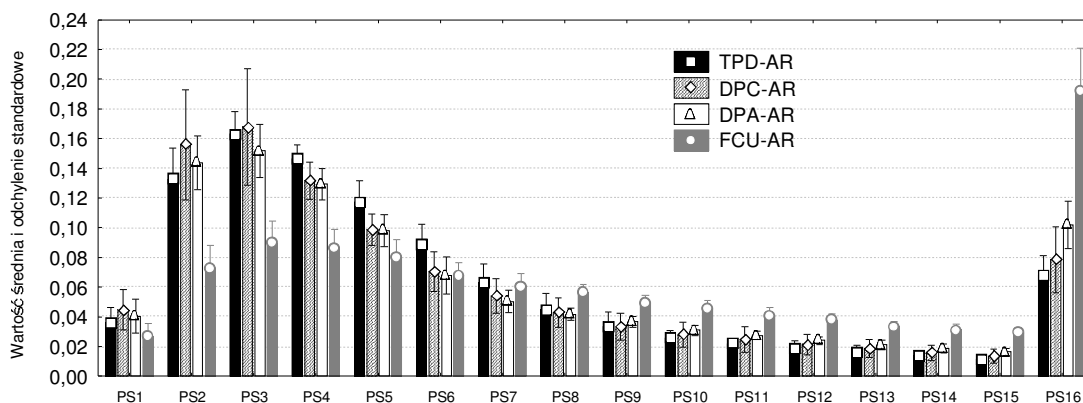
Rys.2. Podział widma mocy na zakresy częstotliwości. Wartości na osi rzędnych uzyskano w wyniku normalizacji, polegającej na podzieleniu wartości w widmie mocy sygnału EMG przez sumę składników całego widma

3.3. Analiza parametrów sygnału EMG

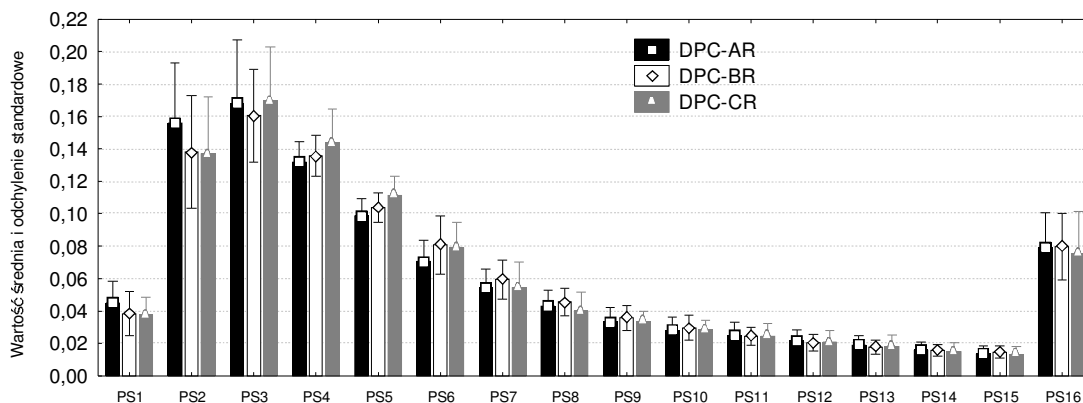
Przedmiotem analizy były wartości parametrów sygnału EMG uzyskane na początku obciążenia. Dla każdego z parametrów sygnału EMG wyznaczono parametr, który przedstawia średnią wartość z kilku pierwszych sekund pomiaru przy obciążeniu mięśni.

4. WYNIKI BADAŃ

Analizie poddano wartości opracowanych parametrów widma mocy sygnału EMG (pasma częstotliwości od $PS1$ do $PS16$). Na rysunku 3 przedstawiono wykres pasm częstotliwości (PS) widma mocy sygnału EMG dla analizowanych mięśni (TPD , DPC , DPA i FCU), reprezentujących różne grupy mięśniowe, w wariancie badania (konfiguracji kończyny górnej) AR . Na rysunku 4 przedstawiono natomiast wykres pasm częstotliwości (PS) widma mocy sygnału EMG dla mięśnia DPC w trzech wariantach badania (AR , BR i CR).



Rys.3. Wartości średnie i odchylenia standardowe parametrów od $PS1$ do $PS16$ dla mięśni TPD , DPC , DPA i FCU , reprezentujących różne grupy mięśniowe, w wariancie badania AR



Rys.4. Wartości średnie i odchylenia standardowe parametrów od $PS1$ do $PS16$ dla mięśnia DPC w trzech wariantach badania (AR , BR i CR)

Na podstawie wykresy przedstawionego na rysunku 3 stwierdzono, że większość parametrów PS , pochodzących z mięśni DPC i DPA ma zbliżone wartości średnie. W wariancie AR dla parametrów od $PS4$ do $PS6$ można zauważyć różnice pomiędzy wartościami średnimi wyznaczonymi z mięśnia TPD , a wartościami średnimi wyznaczonymi

z pozostałych mięśni. Najwięcej jednak różnic w wartościach średnich parametrów *PS* odnotowano pomiędzy mięśniem przedramienia *FCU*, a mięśniami *TPD*, *DPA* i *DPC*, będącymi mięśniami obręczy barkowej. Analizując przedstawiony na rysunku 4 wykres pasm częstotliwości *PS* (od *PS1* do *PS16*) stwierdzono także, iż w trzech przedstawionych wariantach badania, odpowiadających różnym konfiguracjom kończyny górnej, dla mięśnia *DPC*, uzyskano zbliżone wartości średnie analizowanych parametrów.

Przeprowadzono także analizę statystyczną wyznaczonych parametrów sygnału z zastosowaniem testu Kruskala-Wallisa z pakietu Statistica 6.0. Analiza dotyczyła zarówno różnych wariantów badania jak i różnych mięśni. Analizę parametrów sygnału EMG przeprowadzono tylko dla takich przypadków, dla których brak było różnic istotnych statystycznie pomiędzy mięśniami w parametrze określającym napięcie mięśniowe, czyli w amplitudzie sygnału EMG odniesionej do amplitudy sygnału zarejestrowanego podczas maksymalnego napięcia mięśnia. Brak różnic istotnych statystycznie pomiędzy mięśniami wskazywał na brak różnic w poziomie napięcia mięśniowego. Oznacza to, że różnice w parametrach innych niż *RMS* wskazują na różnice wynikające z innych czynników niż poziom napięcia mięśniowego.

Podsumowanie wyników analizy statystycznej przedstawiono w tabeli 1, w której dla każdego parametru *PS* przedstawiono liczbę przypadków różnicujących warianty badania istotnie statystycznie. W kolumnie *suma* zawarto liczbę wszystkich analizowanych przypadków, czyli takich dla których brak było istotnych statystycznie różnic w parametrze *RMS*.

Tabela.1. Podsumowanie analizy statystycznej z zastosowaniem testu Kruskala-Wallisa wskazujące liczbę istotnych statystycznie różnic dla parametrów *PS*

	FCU-TPD	FCU-DPA	FCU-DPC	TPD-DPA	TPD-DPC	DPA-DPC
suma	33	28	22	36	29	23
PS1	0	1	0	0	0	0
PS2	10	15	10	0	0	0
PS3	18	13	8	0	0	0
PS4	27	6	5	0	0	0
PS5	25	7	0	0	0	0
PS6	7	3	0	0	0	0
PS7	0	0	0	6	0	0
PS8	5	6	0	0	0	0
PS9	18	2	0	0	0	0
PS10	22	2	9	0	0	0
PS11	33	2	7	0	0	0
PS12	32	2	13	0	0	0
PS13	33	2	14	0	0	0
PS14	33	3	14	0	0	0
PS15	33	2	11	0	0	0
PS16	33	0	13	0	0	0

Zawarte w tabeli 1 porównanie między mięśniami *FCU* i *TPD* wskazuje na istotne statystycznie różnice w pasmach od *PS2* do *PS5* oraz od *PS9* do *PS16*. Podobnie w przypadku porównania mięśnia *FCU* z mięśniami *DPA* i *DPC*. Jednakże, w porównaniu mięśnia *FCU* z mięśniami *DPA* i *DPC* przypadków zróżnicowanych istotnie statystycznie jest znacznie mniej. Porównanie między mięśniami *TPD*, *DPA* i *DPC* wskazuje na brak istotnych statystycznie różnic w wartościach analizowanych parametrów.

5. PODSUMOWANIE

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na brak różnic w analizowanych pasmach częstotliwości *PS* widma mocy sygnału EMG pomiędzy tymi samymi mięśniami w różnych wariantach badania oraz pomiędzy różnymi mięśniami o podobnej strukturze jak np. *TPD* (*trapezius pars descendens*), *DPC* (*deltoideus pars clavicularis*) i *DPA* (*deltoideus pars acromialis*). Jednocześnie wyniki analizy wskazują na występowanie różnic pomiędzy mięśniami pochodzącymi z różnych grup mięśniowych, czyli pomiędzy mięśniem przedramienia *FCU* (*flexor carpi ulnaris*), a pozostałymi mięśniami uwzględnionymi w badaniu (*TPD*, *DPA* i *DPC*), będącymi mięśniami obręczy barkowej. Można także zauważyć, że pasma częstotliwości *PS* widma mocy sygnału EMG mają podobne wartości średnie w trzech różnych konfiguracjach kończyny górnej.

Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej, można stwierdzić, że opracowane pasma częstotliwości *PS*, a w szczególności pasma od *PS2* do *PS5* oraz od *PS9* do *PS16* wykazują dużą zależność od struktury mięśnia. Uznano, że wykorzystanie opracowanych parametrów w analizie innych wyników badań może przyczynić się do dokładniejszego poznania wpływu struktury mięśnia na poszczególne pasma częstotliwości widma mocy sygnału EMG.

LITERATURA

- [1] Bilodeau M., Arsenault A.B., Gravel D., Bourbonnais D., EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991, 63(1), s. 24-8
- [2] Gerdle B., Henriksson-Larsen K., Lorentzon R., Wretling M.L., Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type, *Acta Physiol Scand.* 1991, 142(4), s. 457-65
- [3] Lawrance J.H., De Luca C.J., Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles, *Eur J Appl Physiol*, 1983, 54, s. 1653-1659

THE INFLUENCE OF MUSCLE TYPE ON EMG POWER SPECTRUM PARAMETERS

Summary. The aim of this study was to develop coefficients of electromyographic (EMG) signal, which show the morphological properties of muscle. Measurements of EMG signal from muscles: *trapezius pars descendens* (*TPD*), *deltoideus pars clavicularis* (*DPC*), *deltoideus pars acromialis* (*DPA*) and *flexor carpi ulnaris* (*FCU*), during research in 6 variants of load were realized. As the result of analysis the parameters based on power spectrum of EMG signal were worked out. Differences between morphological structure of muscle can be described using these parameters.

Michalina BŁAŻKIEWICZ, AWF i IPPT PAN, Warszawa
Piotr KOWALCZYK, IPPT, PAN, Warszawa

ANALIZA OBCIĄŻEŃ W STEP AEROBICS NA PODSTAWIE LITERATURY

Streszczenie. Step aerobics jest jedną z bardziej popularnych form rekreacji ruchowej. Uważa się, że podwyższenie wysokości stopnia, lub zaaplikowanie w choreografii kroków typu high-impact zwiększa poziom trudności i intensywność zajęć, a w konsekwencji bardziej obciąża układ ruchu, co często prowadzi do kontuzji. Siła reakcji podłoża jest jedną ze zmiennych, która dostarcza informacji o obciążeniach. Niniejsza praca zawiera podsumowanie wyników, podawanych w literaturze, dotyczących zmian sił reakcji podłoża podczas najczęściej wykonywanych kroków aerobikowych.

1. WSTĘP

Celem tej pracy była analiza obciążeń podczas najczęściej wykonywanych kroków na zajęciach step aerobics. Autorzy prac dotyczących biomechanicznej analizy ruchu w step aerobics zajmowali się głównie badaniem pionowych sił reakcji podłoża mierzonych na różnych typach platformy. Praca ta zawiera podsumowanie wyników osiągniętych w tej dziedzinie. Dla autorów stanowią one bazę do dalszej pracy. Warto podkreślić, że w przeanalizowanej dotychczas literaturze odnoszącej się do tego tematu nie znaleziono żadnych badań na temat oscylacji środka ciężkości, przemieszczeń poszczególnych stawów, oraz modelu matematycznego pozwalającego na dokonanie symulacji.

2. WPŁYW AEROBIKU NA ORGANIZM

Step Aerobics obejmuje ćwiczenia o umiarkowanej intensywności, polegające na wchodzeniu i schodzeniu ze specjalnego stopnia o wysokości: 10, 15, 20 lub 25cm. Uważa się, że podwyższenie wysokości stopnia zwiększa poziom trudności i intensywność zajęć, a w konsekwencji bardziej obciąża układ ruchu. Podczas 60-minutowych zajęć step aerobics, człowiek jest w stanie wykonać od 1980 do 2280 kroków typu basic step, które niepoprawnie wykonane mogą powodować duże przeciążenia w stawach głównie kolanowych i skokowo-goleniowych, co w rezultacie może prowadzić do kontuzji. Wykazano, że około 76% instruktorów i około 43% przebadanych uczestników zajęć fitness przyznało się do kontuzji związanej z aerobikiem [12]. Około 60% wszystkich kontuzji dotyczyło kończyn dolnych. Mimo to, trening na stepie wzbudza duże zainteresowanie wśród lekarzy [1]. Analiza sześciomiesięcznego treningu na stepie wykazała pozytywne zmiany wskaźnika BMD¹ [6]. Zatem tego typu zajęcia mogą być pierwszym krokiem, prowadzącym do przeciwdziałania rozwojowi osteoporozy. Natomiast w pracy [2] została zbadana zależność między różnymi

¹ BMD (Bone Mineral Density) - wskaźnik oceniający mineralną gęstość kości

typami chorób a treningiem aerobikowym. Badaniu poddano 116 kobiet, które zostały podzielone na trzy grupy zgodnie z poziomem zaawansowania treningowego:

- NE (N=40) – grupa osób nie ćwiczących
- ST (N=39) – grupa osób krótko trenujących (10 tygodni)
- LT (N=37) – grupa osób długo trenujących (20 tygodni)

Po 20 tygodniach treningu, można było zauważyć znaczące różnice między poszczególnymi grupami. W porównaniu z grupą NE w grupach ST i LT odnotowano dużą poprawę w pracy serca, zwiększoną odporność organizmu, zmniejszenie masy ciała oraz ogólną poprawę postury ciała. Osoby te stały się również bardziej energiczne. Prezentowane badania są jednym z dowodów pozytywnego wpływu aerobiku na organizm ćwiczących.

3. OPIS TECHNIKI WYKONYWANIA KROKU BASIC STEP

Krok basic step (rys 1) jest podstawowym krokiem zawsze stosowanym na zajęciach, dlatego też jego analiza jest głównym tematem publikacji dotyczących obciążeń w aerobiku.

Pozycja wyjściowa: postawa zasadnicza przodem do stepu, ramiona w dół, stopy złączone, kolana lekko ugięte.

1. Krok prawą nogą w przód, w górę. Postawienie całej stopy na stepie, palce stopy skierowane na wprost.
2. Dołączenie lewej stopy do prawej. Pozycja na stepie jest taka sama jak pozycja wyjściowa.
3. Zejście ze stepu prawą nogą w dół, w tył. Postawienie stopy na podłożu.
4. Dołączenie lewej nogi do prawej i powrót do pozycji wyjściowej.



Rys 1 Kolejność faz wykonania kroku basic step prawą kończyną dolną [17]

3. CZYNNIKI WPŁYWAJĄCE NA WZROST OBCIĄŻEŃ UKŁADU RUCHU W STEP AEROBICS I ICH ZWIĄZEK Z WARTOŚCIAMI SIŁ REAKCJI PODŁOŻA

Złe dostosowanie obciążeń działających na układ ruchu, wyrażonych wartością działającej siły zewnętrznej i czasem jej trwania, doprowadza do przeciążeń, które są wynikiem przekroczenia wytrzymałości fizycznej tkanek oraz wydolności czynnościowej mięśni, więzadeł, stawów i kości u człowieka [5]. Z analizy piśmiennictwa wynika, że do czynników, które mogą powodować wzrost obciążeń układu ruchu w step aerobics należą:

1. Technika stawiania stopy na stepie:
 - Z palców
 - Z pięty
 - Całą stopą
2. Faza kroku:
 - Wejście na step
 - Zejście ze stepu

3. Charakter kroku:
 - High-impact (biegowo-skocznościowy)
 - Low-impact (oparty na chodzie)
4. Tempo muzyki (częstotliwość ruchu)
 - Wolne tempo (od 120BPM² do 138BPM)
 - Szybkie tempo (138BPM i wyżej)
5. Rodzaj tworzywa z jakiego zbudowany jest step
6. Rodzaj obuwia

Jedną z ważniejszych informacji o obciążeniach w sporcie dostarcza rejestracja siły reakcji podłoża, szczególnie jej składowej pionowej. W step aerobics pionowa składowa siły reakcji podłoża waha się od 1 do 2,5BW³. Aby zminimalizować ryzyko wystąpienia kontuzji, zasugerowano optymalizację obciążenia [10]. Duże przeciążenia układu ruchu występują, gdy wartość siły reakcji podłoża jest większa od 4BW. Na zajęciach o umiarkowanej intensywności wartość ta waha się między 2BW a 4BW. Niska intensywność powoduje, że siła reakcji podłoża jest mniejsza niż 2BW. Minimalna wartość pobudzająca procesy osteogentyczne wynosi 1-2BW [19]. Poniżej zostały przedstawione przykładowe rezultaty osiągnięte przez różnych autorów na temat punktów 1-6.

Porównane wartości sił reakcji podłoża podczas wejścia i zejścia ze stepu, oraz analiza wpływów różnych wariantów stawiania stopy na stepie (z palców, z pięty, całą stopą) zostały przedstawione w pracy [13]. Badaniu poddano sześć studentek specjalizacji instruktorskiej aerobiku. Każda z badanych ćwiczyła na stepie o wysokości 20cm bez obuwia i wykonywała serię 11 kroków podstawowych, dla każdej z wymienionych technik. Tempo muzyki wynosiło 126BPM (wolne) i 138BPM (szybkie). Zanalizowano maksymalne siły reakcji podłoża podczas stawiania prawej stopy na stepie, a także podczas stawiania tej samej stopy przy zejściu na podłoże. Wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża podczas wejścia na step wskazują na podobne obciążenia w kroku rozpoczynanym z palców i z całej stopy, natomiast dla kroku wykonywanego z pięty te wartości są nieznacznie niższe:

- Krok z palców: 1,27-1,29BW (371,31-377,36N)
- Krok całą stopą: 1,27-1,30BW (370,77-379,20N)
- Krok z pięty: 1,23-1,24BW (360,81-361,02N)

Tempo muzyki narzuca częstotliwość wchodzenia i schodzenia ze stepu, zatem prędkość ruchu. W badaniach prowadzonych dla biegu stwierdzono, że wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża rosną wraz ze wzrostem prędkości [11]. Tak też dzieje się w aerobiku, co potwierdzają badania Rutkowskiej-Kucharskiej i Szpali [13]:

- Wejście na step: 1,26 (126BPM)-1,30BW (138BPM) czyli odpowiednio 368,23-373,34N
 - Zejście ze stepu: 1,45 (126BPM)-1,49BW (138BPM) czyli odpowiednio 849,04-883,85N
- Podobne dane uzyskali Tsiokanos i Kelles [18]. Przypuszcza się, że niższe wartości siły reakcji zarejestrowane podczas wejścia na step mogą wynikać z właściwości tłumiących tego przyrządu [17]. Inne badania przeprowadzono w pracy [7]. Autorzy analizowali siły reakcji podłoża w fazach wejścia i zejścia ze stepu dla czterech różnych kroków: basic step, knee lift, run step, knee hop w zależności od tempa muzyki (125, 130, 135 i 140BPM). Osiemnaście instruktorek fitness zostało poddanych badaniom. Wyniki badań są następujące:

- Faza wejścia: 1,16-2,27BW
- Faza zejścia 1,57-1,79BW

² BPM (Beats Per Minute) – miara uderzeń na minutę, jednostka określająca tempo utworu muzycznego

³ BW (Body Weight) – względny wskaźnik składowej pionowej siły reakcji podłoża, liczony jako iloraz siły wyrażonej w Newtonach i masy ciała osoby badanej

Natomiast w zależności od charakteru kroku: low czy high-impact zarejestrowano następujące wartości sił reakcji podłoża: 1,10BW (low)-2,4BW (high) [11]. Również w pracy [9] zostały pokazane znaczące różnice między krokami typu low-impact a high-impact. Autorzy przebadali szesnaście instruktorek fitness. Uczestniczyły one w 20 próbach, ćwicząc na stopie o wysokości 15cm, przy tempie muzyki 120BPM. Analizie zostały poddane kroki typu: basic, leap, hop i jump. Pionowa siła reakcji podłoża dla poszczególnych kroków wynosiła:

- 1,05BW dla basic step (krok typu low-impact)
 - 1,68BW – leap
 - 1,88BW – hop
 - 2,30BW – jump
- } kroki typu high-impact

Zagadnienie wpływu wysokości stopu na wartości siły reakcji podłoża w step aerobics poruszyli Maybury i Waterfield [8]. Analizowali oni wpływ trzech różnych wysokości stopu (15, 20 i 25cm) na wartości siły reakcji podłoża. Przebadali oni 12 kobiet, które nie miały doświadczenia w tego typu ćwiczeniach. Każda z nich wykonywała trzy jednonominutowe próby polegające na wchodzeniu i schodzeniu ze stopu przy tempie muzyki 120BPM. Bezwzględne, maksymalne wartości siły uzyskane w wyniku postawienia jednej stopy na platformie wynosiły: 1038N (dla stopu 15cm), 1116N (dla stopu 20cm) i 1163N (dla stopu 25cm).

Wskaźnik kościotworzenia (osteogenic index OI) i siła reakcji podłoża w marszu, knee hop, side leg, L step, over the top były analizowane w pracy [14]. Czas trwania jednej próby wynosił około 39 min, a tempo muzyki 130-140BPM. Dane otrzymane w wyniku badań były następujące:

- OI: 12,0⁺/0,8
- Siła reakcji podłoża: 1,40⁺/0,10BW

OI i siła reakcji podłoża znacznie wzrastały, gdy tempo muzyki zaczynało przekraczać 135BPM. Z tego wynika, że szybsza muzyka może być używana tylko dla grup zaawansowanych. Ponadto autorzy podają, że najlepiej uczestniczyć w 2 lub 3 zajęciach step aerobics tygodniowo.

4. ZESTAWIENIE WARTOŚCI SKŁADOWYCH PIONOWYCH SIŁY REAKCJI PODŁOŻA ZNALEZIONYCH W LITERATURZE

AUTORZY	WYSOKOŚĆ STEP	FAZA KROKU	RODZAJ KROKU	SIŁA REAKCJI PODŁOŻA	TEMPO MUZYKI	UWAGI O GRUPIE
Farrington i Dyson [3]	10 - 25cm	zejście	1. Basic step 2. V-step 3. Knee lift 4. Turn step	1,38-2,58BW	120BPM	
Hecko i Finch [4]	20cm	zejście	1. Crossover	1,80-1,87BW	120BPM	
Bezner i wsp. 1996 (za Santos-Rocha [17])	1. 15cm 2. 20cm 3. 25cm	zejście	1. Basic step	1. 1,60BW 2. 1,66BW 3. 1,76BW	100-120BPM	
Tagen i Zebas, 1996 (za Santos-Rocha [17])	15cm	wejście	1. Basic step 2. Leap 3. Step leap 4. Run	1,03-2,48BW	126BPM	
Teriet i Finch, 1997 (za Santos-Rocha, [17])	15cm	zejście	1. Basic step	1,67-1,70BW	122BPM	
	15cm	zejście	1. Basic step	1,71-1,74BW	130BPM	
	20cm		1. Basic step	1,54-1,83BW	120-132BPM	początkująca

Schaff-Olson i wsp. 1997 (za Santos-Rocha, [17])	20cm		1. Basic step	1,54-1,83BW	120-132BPM	początkująca
Maybury i Waterfield, [8]	1. 15cm 2. 20cm 3. 25cm	zejście	1. Basic step	1. 1,31BW 2. 1,41BW 3. 1,48BW	120BPM 120-152BPM	instruktorzy
Wieczorek i wsp., 1997 (za Santos-Rocha, [17])	20/30cm		1. Basic step	1,67±0,32BW	120/132BPM	
Santos-Rocha i wsp. [15]	15cm	zejście	1. Basic step	1. 1,66BW 2. 1,71BW 3. 1,77BW	1. 122BPM 2. 130BPM 3. 138BPM	
Santos-Rocha i wsp. [15]	15cm		1. Basic step	1. 1,71BW	120BPM	Starsze kobiety
Panda, 2003 (za Santos-Rocha [17])	15cm	wejście	1. Knee lift 2. Basic step 3. Leap 4. Jump 5. Run	1. 1,24BW 2. 1,25BW 3. 1,72BW 4. 2,04BW 5. 2,15BW	126BPM	
	15cm	zejście	1. Basic step 2. Knee lift 3. Jump 4. Leap 5. Run	1. 1,61BW 2. 1,66BW 3. 1,79BW 4. 2,29BW 5. 2,28BW	126BPM	
	15cm		1. Basic step 2. Knee lift 3. Knee hop 4. Run	1. 1,47BW 2. 1,50BW 3. 1,74BW 4. 2,10BW	130BPM	
	15cm		1. Basic step 2. Knee lift 3. Knee hop 4. Run	1. 1,54BW 2. 1,60BW 3. 1,76BW 4. 2,20BW	140BPM	

Analiza biomechaniczna pokazuje, że siła reakcji podłoża podczas step aerobics jest większa niż w chodzie i mniejsza niż w biegu i w sposób bezpośredni zależna od: wysokości stepu, a także od ilości kroków i od ich typu [3, 15]. Santos Rocha w swoim doktoracie, sugeruje, że większość kontuzji w step aerobiku jest spowodowana nieodpowiednim, zbyt szybkim tempem muzyki, złożoną choreografią, zbyt dużą ilością kroków high-impact, nieodpowiednią wysokością stepu, niskim poziomem fachowości instruktorów. Wykazano, że największą ilość kontuzji zanotowano wśród instruktorów (pomimo dużego poziomu zaawansowania), którzy uczyli więcej niż 5 zajęć w tygodniu.

LITERATURA

- [1] Będziński R., Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
- [2] Dong L. W., Ping L. C., Hui C. A study of aerobic dance on health conditions and related sickness of university female students. Pre-olympic Congress 2004, Thessaloniki, 6-11 August, 2004
- [3] Farrington T., Dyson N.: Ground reaction forces during step aerobics. Journal of Human Movement Studies, 29, 1995, s:89-98
- [4] Hecko K., Finch A.: Effect of prolonged bench stepping on impact forces. Proceedings of the XIV International Symposium on Biomechanics in Sports. Lisbon 1996, s:464-466
- [5] Jagusz A., Rutkowska-Kucharska A., Winiarski S., Fajarczuk K., Sikora A. Zdrowotne aspekty obciążeń układu ruchu w aerobiku w badaniach biomechanicznych. Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska Lublin-Polonia, vol LX, suppl. XVI 155, 2005
- [6] Machado M., Santos H., Babtista F., Veloso A.: Biomechanical effects of step exercise program of elderly women. 7th Annual Congress of the ECSS, Athens, 24-28 July 2002

- [7] Machado M. L., Santos-Rocha R., Veloso A.: Mechanical load in step exercise. 12th Annual Congress of the ECSS, 11–14 July, Jyväskylä, Finland, 2007
- [8] Maybury M. C., Waterfield J., An investigation into relation between step height and ground reaction forces in step exercise: pilot study. *Br. J. Sports Med.*, 31, 1997, s: 109-113
- [9] Machado M. L., Abrantes J.: Basic step vs. power step. Peak values of vertical GRF analysis. The 16th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports ISBS'98
- [10] Nigg B. M., Cole G. K., Brüggemann G. P.: Impact forces during heel-toe running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 1995, s: 407-432
- [11] Ricard M. D., Veatch S.: Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 1994, s: 14-27
- [12] Richie D. H., Kelso S. F., Belluci P. A.: Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. *Physician Sports Medicine*, 13, 1985, s: 130–140
- [13] Rutkowska-Kucharska A., Szpala A.: Obciążenia układu ruchu a wartości siły reakcji w ćwiczeniach na „stepie”. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, supl. 1, 2004, s: 293-297
- [14] Santos Rocha A., Oliveira C., Veloso A.: Osteogenic index of step exercise depending on choreographic movements, session duration, and stepping rate. *British Journal of Sports Medicine* 40 (10), October 2006
- [15] Santos Rocha R., Veloso A., Santos H., Franco S., Pezarat-Correia P.: Ground Reaction Forces of Step Exercise Depending on Step Frequency and Bench Height. *Scientific Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports – International Society of Biomechanics in Sports, Cáceres, Spain 2002*
- [16] Santos Rocha R., Veloso A.: Plantar Pressure and Peak Ground Reaction Forces in Step Exercise. *Proceedings of the ICCB 2005 – II International Conference on Computational Bioengineering*, 2, 2005, s: 885-894
- [17] Santos Rocha R.: Assessment of Biomechanical Loading in Musculoskeletal Structures of the Lower Limb. *Biomechanical Model of Step Exercise. Praca doktorska, Faculty of Human Kinetics. Technical University of Lisbon. Portugal, 2006*
- [18] Tsiokanos A., Kellis E. Vertical ground reaction forces in step aerobics dance. 6th Annual Congress of the ECSS, Cologne, 24-28 July 2001
- [19] Witzke K. A., Snow C. M.: Effect of plyometric jump training on bone mass in adolescent girls. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 32, 2000, s: 1051-1057

ANALYSIS OF LOADS IN STEP AEROBICS – LITERATURE REVIEW

Summary. Step aerobics classes are offered at many gyms and fitness centers. The step aerobics is distinguished from other forms of aerobics exercise by its use of an elevated platform (the step). The height can be tailored to individual taste by inserting risers under the step. The main objective of the paper is description of human movement and vertical ground reaction forces during common steps in a simple choreography on the base of the various articles.

Agnieszka BORKOWSKA, Paulina DOBROWOLNA, Wojciech HAGNER, Katedra i Klinika Rehabilitacji, Collegium Medicum w Bydgoszczy UMK w Toruniu

STABILIZACJA STAWU BARKOWEGO WG KONCEPCJI METODY BOBATH U OSÓB Z NIEDOWŁADEM POŁOWICZYM PO UDARZE MÓZGU – ANALIZA BIOMECHANICZNA

Streszczenie. Terapia pacjentów z niedowładem połowicznym po udarze mózgu powinna przebiegać według ustalonych zasad, bezbolesnie i prowadzić do uzyskania jak największej funkcjonalności m.in. kończyny górnej. Przeprowadzona analiza biomechaniczna ma na celu zwrócenia szczególnej uwagi na pozycje stawu barkowego podczas coraz częściej stosowanych ćwiczeń wg koncepcji metody Bobath. Potwierdza również słuszność i ważność stabilizacji barku poprzez aproksymację w okresie wiotkim porażenia, aby zapobiegać jego podwichnięciu i bolesności, co utrudniłoby a nawet uniemożliwiłoby proces usprawniania.

1. WSTĘP

Jedną z częściej stosowanych metod wykorzystywanych w rehabilitacji osób po udarze mózgu jest metoda Bobath. Oparta jest na neurofizjologicznej interpretacji zaburzeń funkcji ruchowych będących skutkiem uszkodzenia centralnego układu nerwowego. Celem terapii jest nie tylko stymulacja reakcji równoważnych, trening chodu czy usprawnianie ruchów ręki, ale również zapobieganie podwichnięciu barku i jego bolesności w trakcie trwania terapii [1], [6], [9], [11], [12], [13], [14], [15].

Terapia pacjentów z niedowładem połowicznym po udarze mózgu powinna przebiegać według ustalonych zasad i prowadzić do uzyskania jak największej samodzielności i funkcjonalności m.in. kończyny górnej [2, 3]. Szczególną uwagę należy zwrócić na ustawienie ramienia, tak, aby zapobiegać jego podwichnięciu szczególnie w okresie wiotkim porażenia, co doprowadza do zaburzenia jego mobilności.

Zmiany w czynności i w strukturach stawu barkowego u pacjentów z niedowładem połowicznym są częstym powikłaniem po udarze mózgu, które upośledzają funkcję kończyny górnej. Wiąże się z tym bolesność, rozciągnięcie mięśni (szczególnie w okresie porażenia wiotkiego), ograniczenie ruchomości czynnej i biernej a w konsekwencji ograniczenia samoobsługi i utraty samodzielności przez chorych. Utrudniony jest również proces rehabilitacji, gdyż ograniczona jest stymulacja dośrodkowa, która uniemożliwia sprzężenie zwrotne i utrzymanie prawidłowej postawy. Patologiczna postawa prowadzi natomiast do zaburzenia napięcia mięśni, kontroli ruchu, orientacji przestrzennej i zaburzeń równowagi. Można temu oczywiście zapobiec stosując się do zasad terapii, chroniąc bark niedowładnej kończyny przed podwichnięciem dążąc do stabilizacji stawu przez odpowiednie ułożenie i wykorzystanie aproksymacji [6, 7, 11].

Aproksymacja (zbliżanie) jest to technika, w której powierzchnie stawowe zbliżają się do siebie pod wpływem nacisku. Osiąga się ją poprzez utrzymanie ciężaru ciała (dzięki sile

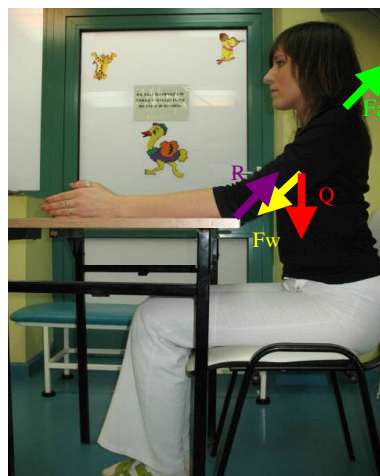
grawitacji) lub nacisk ręczny. Aproksymację stosuje się nie tylko do wzmacniania czucia prioreceptywnego, zmniejszania spastyczności, ale również do stabilizacji pozycji i wzmocnienia napięcia mięśniowego np. w przypadku zwiotczenia mięśni w okresie wiotkiego niedowładu w stawie barkowym [11].

2. CEL PRACY

Przeprowadzona poniżej analiza biomechaniczna ma na celu zwrócenia szczególnej uwagi na pozycje stawu barkowego podczas coraz częściej stosowanych ćwiczeń wg koncepcji metody Bobath. Pozwala również zbadać słuszność i ważność stabilizacji barku poprzez aproksymację w okresie wiotkim porażenia oraz odpowiedni dobór pozycji podczas ćwiczeń.

3. ANALIZA BIOMECHANICZNA POZYCJI STABILIZUJĄCYCH STAW BARKOWY

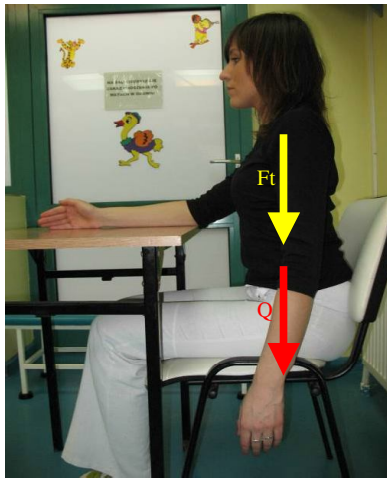
Ochrona barku u osób z niedowładem połowicznym polega przede wszystkim na utrzymaniu prawidłowej pozycji ciała podczas ćwiczeń i przy wykonywaniu podstawowych czynności życiowych. Większość wykonywanych ćwiczeń odbywa się w łańcuchach zamkniętych, których jedną z ważniejszych zalet jest to, że prowadzą do wzrostu sił kompresyjnych działających na staw. Wszystkie przyjmowane pozycje powinny działać stabilizująco i zabezpieczać staw przed podwichnięciem.



Rys.3.1 Prawidłowa pozycja siedząca

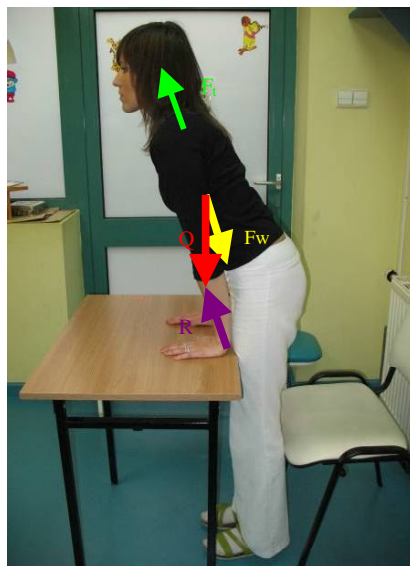
Siedzenie z lekkim pochyleniem do przodu z przedramionami opartymi na stole jest najkorzystniejszą pozycją podczas czytania, jedzenia itp. (rys. 3.1). Siła nacisku łokcia jest przenoszona na staw ramienny, co powoduje zwieranie się jej elementów tzw. aproksymację, która wpływa stabilizująco na ten staw poprzez wzmocnienie napięcia mięśniowego.

Swobodny zwis ramienia podczas pozycji siedzącej (rys. 3.2) może powodować podwichnięcie stawu barkowego i jego bolesność, poprzez sukcesywne rozciąganie więzadeł i osłabienie mięśni podtrzymujących ten staw. Odciągnięcie ramienia w dół odbywa się pod wpływem siły ciężkości i ciężaru kończyny niedowładnej. Powoduje to niekorzystne zjawisko trakcji, czyli odwrotne działanie niż aproksymacja.



Rys.3.2 Nieprawidłowa pozycja siedząca

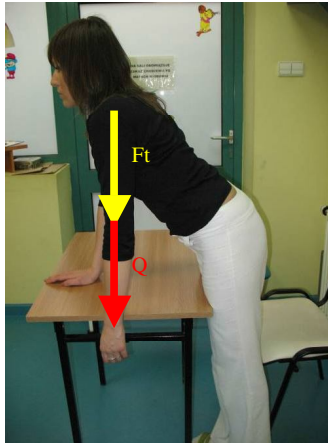
Na rysunku nr 3.3 przedstawiono analogiczne ćwiczenie jak na rys. 3.1 w wyższej pozycji. Głównym celem tej pozycji jest osiągnięcie docisku i stabilizacji w barku. Gdzie siła nacisku i równocześnie aproksymacja stawu barkowego jest większa niż w pozycji siedzącej.



Rys.3.3 Prawidłowy podpór w pozycji stojącej

Pozycja na rysunku nr 3.4 jest łańcuchem otwartym, gdzie dochodzi do wzrostu sił trakcyjnych na stawy, w tym przypadku szczególnie na staw barkowy. Sytuacja ta może doprowadzić do widocznego objawu rowka w stawie ramiennym, czyli wyraźnego zagłębienia poniżej wyrostka barkowego. Objaw ten może świadczyć o dolnej niestabilności głowy kości ramiennej i jej podwichnięciu [6].

Rozkład sił działających w tym biomechanizmie jest analogiczny do przedstawionego na rysunku nr 2 gdzie siła trakcji równa się wartości ciężaru łańcucha.



Rys.3.4 Nieprawidłowy podpór w pozycji stojącej

4. TERAPIA PACJENTÓW Z HEMIPLEGIĄ Z UWZGLĘDNIENIEM APROKSYMACJI STAWU BARKOWEGO – PRZYKŁADY

Docisk powierzchni stawowych w stawie barkowym, który prowadzi do zjawiska aproksymacji można osiągnąć przez odpowiedni dobór ćwiczenia (rys. 5), pozycji i przy pomocy terapeuty (rys.6).

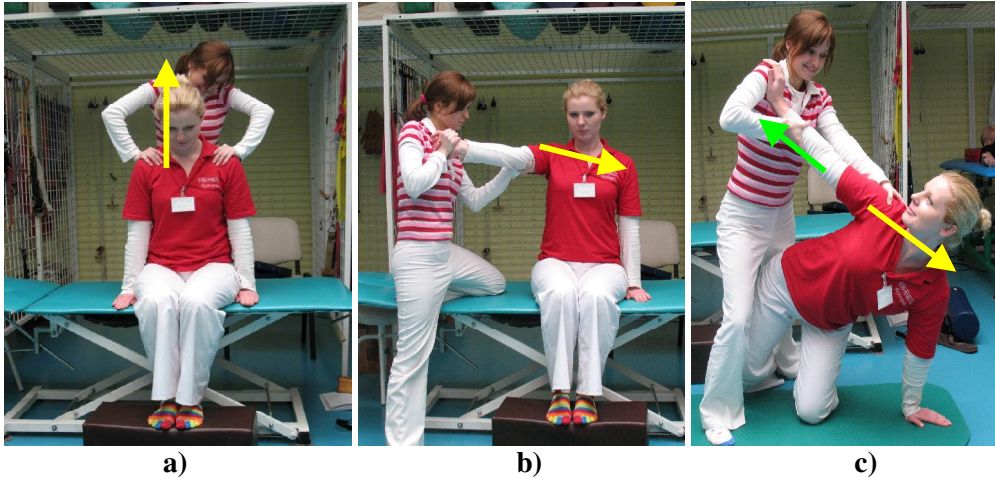


Rys.4.1 Podparcie na porażonym łokciu

W pozycji siedzącej (rys. 4.1, 4.2) i w kłku podpartym (rys. 4.3 i 4.4) można wykonać „trening stabilizacji bocznej” czyli przenoszenie ciężaru ciała w celu wywołania nacisku na porażoną rękę. Powoduje to zbliżanie powierzchni stawowych, korzystną aproksymację niedowładnej kończyny górnej [1].

Pamiętać należy o tym, aby kończyna zajęta ustawiona była w zgięciu, odwiedzeniu i rotacji zewnętrznej w stawie barkowym i wyprostowana w stawie łokciowym (co jest do osiągnięcia w okresie niedowładu wiotkiego). Taka pozycja kończyny pozwala na centralizację głowy kości ramiennej w panewce stawu ramienneego, zapobiega destabilizacji i uszkodzeniu stawu.

Wektory siły (aprosymacyjnej lub trakcyjnej) zostały naniesione na ilustracje.

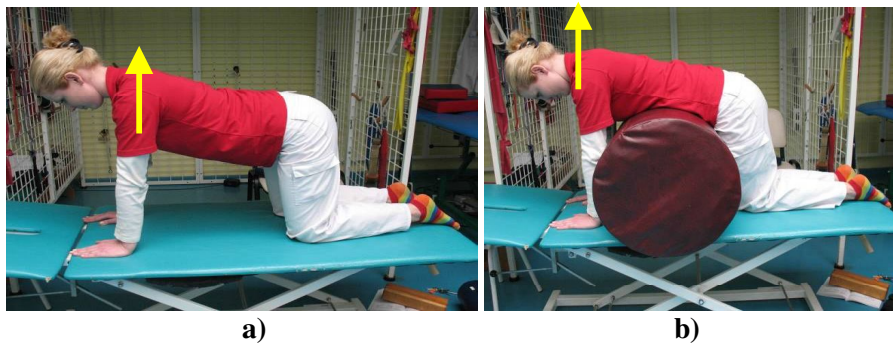


Rys.4.2 Aproksymacja stawu barkowego przy pomocy terapeuty

Każde nowe ćwiczenie pod względem pozycji i jej wysokości powinno być dostosowane do możliwości pacjenta i funkcjonalności niedowładnej kończyny górnej. Osiągnięcie aproksymacji może być uzyskane w podporze na przedramionach (rys.4.3a i b) jaki i w klęku podpartym (rys. 4.4a i b).

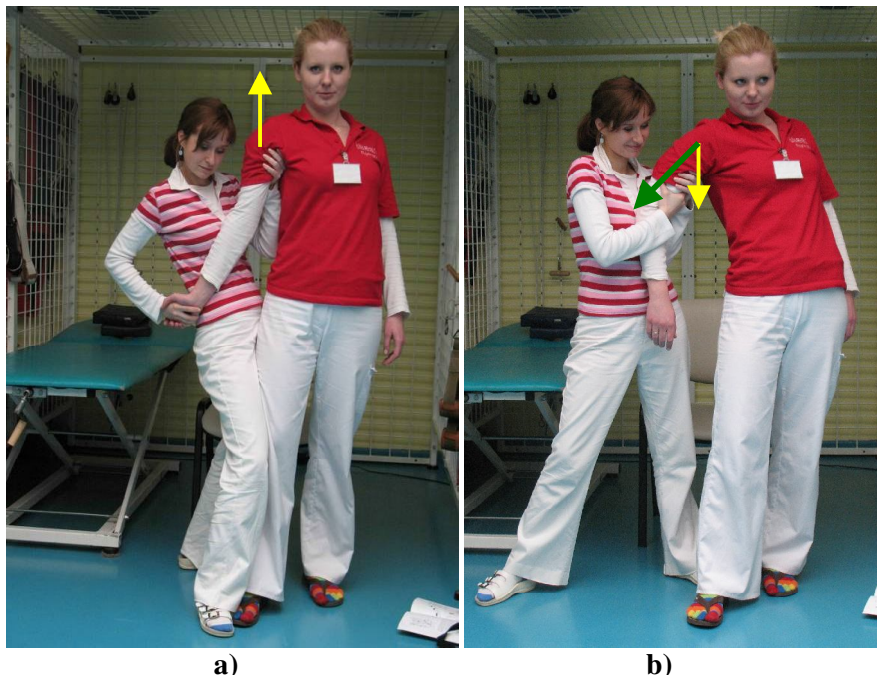


Rys.4.3 Podpór na przedramieniu



Rys.4.4 Klęk podparty

Podczas nauki chodu powinno się również unikać nieprawidłowej pozycji stawu barkowego (4.5b) w której przez pociągnięcie można uzyskać niekorzystnie działającą na staw barkowy - w tym przypadku trakcję. Rysunek 4.5a przedstawia pozycję prawidłową barku w trakcie treningu chodu.



Rys. 4.5 Wspomaganie chorego podczas treningu chodu.

4. WNIOSKI

- Stabilizacja stawu barkowego wg koncepcji Bobath jest uzasadniona biomechanicznie.
- Nanoszenie ciężaru na podpartą kończynę powoduje aproksymację w stawie ramiennym.

- Wartość wektora momentu siły docisku stawowego jest zależna od pozycji (wzrasta wraz z wydłużaniem łańcucha biokinematycznego), masy całkowitej pacjenta i jego wzrostu.
- Zaniedbanie permanentnego podporu kończyny górnej zajętej prowadzi do niekorzystnych zmian funkcjonalnych i strukturalnych w stawie barkowym poprzez pojawienie się momentu siły trakcji stawowej.
- Podczas prowadzenia terapii pacjenta z hemiplegią należy zwracać szczególną uwagę na wytwarzanie momentu siły znoszącego moment siły ciężkości kończyny górnej.

LITERATURA

- [1] Amici Raoul Follereau: Usprawnianie po udarze mózgu. WHO, Wyd.1, Kraków: Elisa-Jaim 2002.
- [2] Błaszczak J. W. (2004): Biomechanika kliniczna podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii, Wyd. PZWL, Warszawa
- [3] Bober T., Zawadzki J. (2003): Biomechanika układu ruchu człowieka, Wyd. BK, Wrocław
- [4] Bochenek A., Reicher M. (1978): Anatomia człowieka, tom I: Anatomia ogólna, kości, stawu, więzadła i mięśnie, Wyd. PZWL, Warszawa
- [5] Buckub K.: Testy kliniczne w badaniu kości, stawów i mięśni. Wyd. 3, Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2007.
- [6] Jaraczewska E.: Metoda Bobath w hemiplegii dorosłych. Post. Reh., 1990, 4, 3, 59-68.
- [7] Kabsch A. (1997): Profilaktyka przeciążeń fizycznych narządów ruchu. W: Podstawy Higieny pod redakcją J.T. Marcinkowskiego, Wyd. VOLUMED, Wrocław
- [8] Kabsch A. (2001): Kliniczne i biomechaniczne kryteria pomocne w ergonomicznym projektowaniu środków lokomocji i transportu dla osób niepełnosprawnych W: Ergonomia transportu Red. T. Marek, H. Ogińska, J. Pokorski Wyd. Katedra Psychol. Zarządz. i Erg. Inst. Zarządz. UJ Kraków (2001)
- [9] Kwolek A., Pop T., Gwizdak J.: Ocena struktur stawów barkowych u chorych z niedowładem połowicznym po udarze mózgu w przebiegu rehabilitacji. Fizj. Pol., 2003, 3, 3, 224-230.
- [10] Laidler P.: Rehabilitacja po udarze mózgu. Wyd. 2., Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2004.
- [11] Miltner W.H.R. i in.: Effects of constraint – induced movement therapy on patients with chronic motor deficits after stroke. Stroke, 1999, 30, 586-592.
- [12] Resnick R., Halliday D. (1994): Fizyka, Wyd. PWN, Warszawa
- [13] Steigenberger J. (2003): Contribution to the mechanics of worm-like motion systems and artificial muscles W: Biomech Model Mechanobil. 2003 Aug;2(1)
- [14] Stoltze D., Haras J. (1999): Correction of posttraumatic deformities. Principles and methods W: Orthopade. 1999 Aug;28(8):731-45.
- [15] Zembaty A.: Kinezyterapia. Tom II, Wyd. Kasper, Kraków 2003.

**SHOULDER JOINT STABILIZATION BY BOBATH METHOD
AMONG PATIENTS WITH HEMIPARESIS AFTER CEREBRAL
STROKE – BIOMECHANICAL ANALYSIS.**

Summary. Therapy of patients with hemiparesis after cerebral stroke should be conducted due to strict methods, in painless manner leading to the highest possible functioning of upper limb. The aim of biomechanical analysis was to pay attention on shoulder joint positions during commonly used exercises based on Bobath method. Analysis also confirmed significance and importance of shoulder joint stabilization by approximation during limp period of paralysis to prevent pain and sprain which can make the rehabilitation impossible.

Krzysztof CYGOŃ, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Marek GZIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

KINEZYTERAPIA Z WYKORZYSTANIEM DYSTRAKTORA MOBILNEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie. W artykule opisano urządzenie oraz sposób jego wykorzystania w kinezyterapii osób z problemami kręgosłupa. Dystraktor mobilny jest propozycją innowacyjnego urządzenia poprawiającego mobilność kręgosłupa oraz wzmacniającego fizyczną kondycję mięśni odpowiedzialnych za stabilizację kręgosłupa w odcinku piersiowo – lędźwiowym. Urządzenie jest przedmiotem pracy dyplomowej magisterskiej realizowanej w Katedrze Mechaniki Stosowanej.

1. WSTĘP

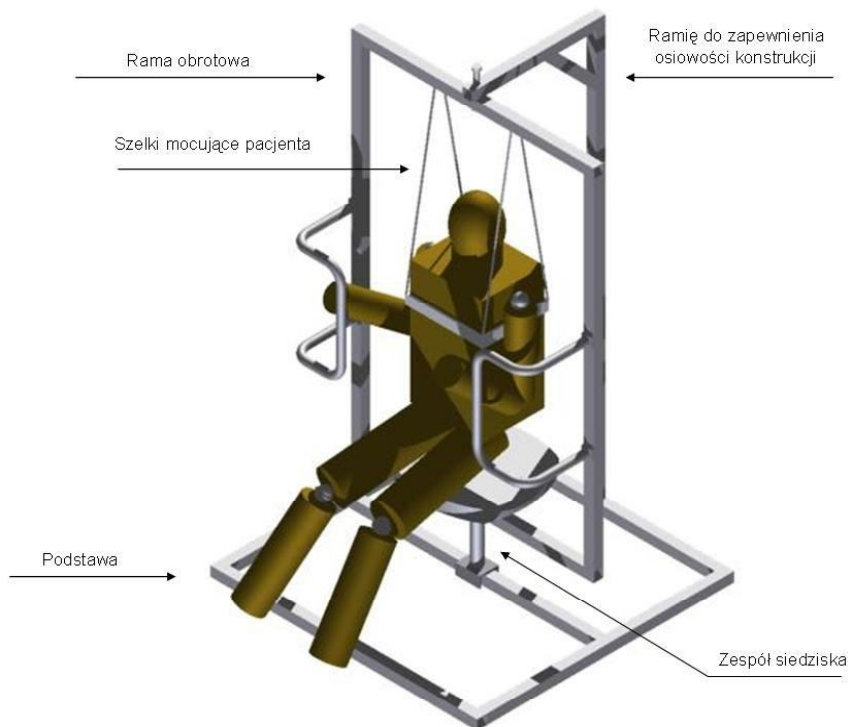
W chwili obecnej można zaobserwować przewagę siedzącego trybu życia, nad aktywnymi fizycznie formami spędzania czasu. Brak promowania sportu wśród osób w różnym wieku (nawet tak elementarnych czynności jak ograniczonej do minimum gimnastyki pleców przed, w trakcie i po pracy – jak ma to miejsce np. w Japonii) wpływa na małe zainteresowanie kulturą fizyczną, co prowadzi do osłabieniu kręgosłupa i mięśni przykręgosłupowych. Wraz z upływem czasu coraz trudniej jest powrócić takim osobom do dawnej sprawności i może to prowadzić do różnych bolesnych i ograniczających ruchliwość całego ciała chorób takich jak np. zeszywniające zapalenie stawów. Dodatkowo długi okres braku aktywności ruchowej może skutkować trwałym urazem podczas nagłego wzmożonego wysiłku fizycznego (np. podnoszenie ciężkiego przedmiotu) – dla przykładu można chociażby wymienić tutaj wypadnięcie dysku. Jest możliwe zminimalizowanie ryzyka wystąpienia takich chorób i urazów poprzez regularne, codzienne ćwiczenia, zarówno ogólnorozwojowe, jak i wykonywane na przyrządach. Niestety na rynku brakuje urządzeń umożliwiających ćwiczenia wzmacniające mięśnie, a istniejące rozwiązania konstrukcyjne są kosztowne, lub zajmują zbyt dużo miejsca, co czyni niemożliwym popularyzację takich urządzeń.

Celem projektu było zamodelowanie i sporządzenie dokumentacji technicznej dystraktora mobilnego kręgosłupa, urządzenia umożliwiającego wykonywanie ćwiczeń kinezyterapeutycznych osobom w różnym wieku, zarówno wspomagając rehabilitację, jak i pomagając ćwiczącym mięśnie przykręgosłupowe oraz skośne brzucha. Efekty te są możliwe do uzyskania poprzez dystrakcję kręgosłupa pacjenta przy jednoczesnym wykonywaniu ruchów skrętnych tułowia.

2. PRZEZNACZENIE URZĄDZENIA

Główną przesłanką do stworzenia tego urządzenia był fakt, iż pomimo bogatej oferty handlowej rodzimych firm zajmujących się wytwarzaniem sprzętu rehabilitacyjnego, jak i wśród firm zajmujących się dystrybucją sprzętu zagranicznego, na chwilę obecną nie ma sprzętu realizującego funkcje założone podczas konstrukcji tego urządzenia. Większość istniejących na rynku urządzeń umożliwia albo samą trakcję kręgosłupa w jednym z jego odcinków albo wspomaganie ćwiczeń rehabilitacyjnych bez odciążenia kręgosłupa. Poza tym aparaty i zestawy urządzeń do rehabilitacji będące w sprzedaży są względnie drogie i niedostępne (poza przychodniami i szpitalami rehabilitacyjnymi) dla szerszego grona potencjalnych użytkowników, a projektowany dystraktor z uwagi na niski koszt wykonania (co było jednym z założeń projektowych) po wdrożeniu do seryjnej produkcji będzie miał również stosunkowo niską cenę, co może zaowocować spopularyzowaniem tego urządzenia jako domowego aparatu uzupełniającego poranną gimnastykę oraz wzmacnianie mięśni brzucha i przykręgosłupowych bez konieczności wykonywania obciążających kręgosłup skłonów tułowia w leżeniu tyłem, popularnie zwanych „brzuszkami”.

Ćwiczenia wykonywane na tym przyrządzie są hybrydą kilku grup ćwiczeń ponieważ: wykonywane są w odciążeniu (co jest celem ćwiczeń kinezyterapeutycznym o działaniu miejscowym – dokładniej ćwiczeń w odciążeniu), mają również formę ćwiczeń ogólnorozwojowych (ćwiczenia o działaniu ogólnym).



Rys. 1. Model dystraktora mobilnego kręgosłupa

Stosowanie urządzenia ma poprawić grę stawową oraz wzmocnić mięśnie odpowiedzialne za stabilizację kręgosłupa w odcinku piersiowo - lędźwiowym. Urządzenie może być wykorzystane w celach prewencyjnych u osób z częstą dyskopatią, jak również w terapii osób, u których stwierdzono ucisk na korzenie nerwowe.

3. PROJEKT URZĄDZENIA

Głównymi założeniami w trakcie projektowania były: optymalna postać konstrukcyjna, niski koszt wykonania prototypu (zarówno materiałów jak i robocizny) oraz mobilność konstrukcji (rozumiana jako możliwość samodzielnego montażu i demontażu urządzenia przez użytkownika).

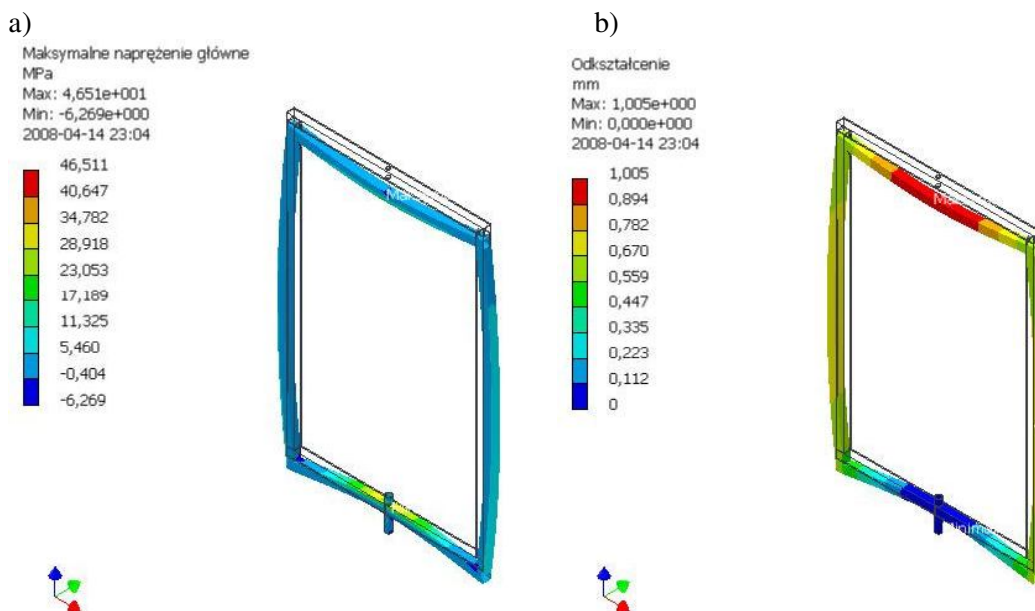
W trakcie modelowania urządzenia z wykorzystaniem programu Autodesk Inventor 11 napotkano szereg problemów, z których najważniejszym było takie połączenie części obrotowych urządzenia, aby przy skręceniu ramy w jedną stronę, siedzisko obracało się w stronę przeciwną i vice versa. Rozwiązanie tego problemu musiało być relatywnie proste z uwagi na fakt, że każde skomplikowanie projektu nie tylko zwiększa koszty wykonania urządzenia, ale również komplikuje późniejszy montaż i demontaż urządzenia przez przyszłego użytkownika.

Innym z problemów napotkanych podczas tworzenia projektu było zapewnienie dystrakcji kręgosłupa użytkownika. Wypracowanie optymalnego rozwiązania tej kwestii wymagało stworzenia kilku kolejnych wariantów urządzenia, by uzyskać rozwiązanie zapewniające jak najlepszą dystrakcję przy jednoczesnym jak najmniejszym obciążeniu fizycznym pacjenta.

Kolejną przeszkodą okazało się zachowanie stabilności konstrukcji z uwagi na fakt, iż wszystkie ruchy obrotowe wykonywane są w jednej osi, a co za tym idzie cały mechanizm umożliwiający ich wykonywanie również powinien się w tej osi znajdować, co przy dość dużej wysokości całkowitej urządzenia stwarza konieczność wprowadzenia dodatkowego utwierdzenia ramy obrotowej od góry, by zachować osiowość całego mechanizmu.

Na urządzenie (rys. 1) składa się: podstawa, rama obrotowa, ramię zapewniające zachowanie osiowości konstrukcji, siedzisko z pneumatycznym układem regulacji wysokości oraz układ zapewniający obrót ramy i siedziska w przeciwnych kierunkach.

Podstawa została wykonana ze stalowych profili kwadratowych. Głównym kryterium podczas jej projektowania było uniemożliwienie przewrócenia całego urządzenia.



Rys. 2. a) Maksymalne naprężenia ramy obrotowej (po lewej)
b) Odkształcenia ramy obrotowej

Materiałami konstrukcyjnymi ramy elementy powszechnie dostępne w sprzedaży, dobrane w taki sposób, aby wytrzymać bez znaczących odkształceń obciążenie 1200 N (120 kg) przyłożone symetrycznie w krańcowych punktach górnej belki wchodzącej w jej skład. Po obliczeniach z wykorzystaniem modułu analizy naprężeń w programie Autodesk Inventor uzyskano maksymalne naprężenia ~ 45 MPa, a odkształcenie maksymalne na poziomie 1 mm, (wyniki przedstawia rys.2). Uzyskane wyniki potwierdzają spełnienie przez konstrukcję kryteriów wytrzymałościowych. Siła została „przyłożona” do tych dwóch punktów z uwagi na fakt, iż w tych właśnie miejscach mocowane będzie uprząż dla pacjenta umożliwiającą jego podwieszenie w ramie.

4. WNIOSKI

Projekt dystraktora powstał w celu zapełnienia luki na rynku urządzeń rehabilitacyjnych, jak również po to, aby stworzyć przyrząd w rozsądnej jak na polskie warunki cenie, służący do ćwiczeń zarówno w domu jak i w ośrodkach rehabilitacyjnych, cechujący się ponadto łatwością montażu i demontażu. W ramach projektu powstało prototypowe urządzenie, którego walory zostaną potwierdzone w badaniach klinicznych.

Badania zostały sfinansowane przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu nr 4 T07B 01730.

LITERATURA

- [1] Gzik M., Biomechanika kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechnik Śląskiej, Gliwice 2007
- [2] Straburzyński G., Straburzyńska-Lupa A., Fizjoterapia, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2003
- [3] PN-EN 10025:2002: Stal niestopowa konstrukcyjna ogólnego przeznaczenia - Gatunki
- [4] Atlas miar człowieka – dane do projektowania i oceny ergonomicznej. CIOP, Warszawa 2001

KINESIOTHERAPY USING MOBILE SPINE DISTRACTOR

Summary. The topic of this project is mobile spine distractor, a device used to support rehabilitation of patients willing to strengthen abdominal and paraspinal muscles. This device should be cheap, with simple construction and easy in assembling and disassembling. Distractor was designed by a student of Silesian University of Technology in Gliwice as a part of his M.Sc. thesis.

Marcin DĄBROWSKI, Marek PAWLIKOWSKI, Instytut Mechaniki i Konstrukcji,
Wydział Inżynierii Produkcji, Politechnika Warszawska, Warszawa

OCENA ROZWIĄZANIA KONSTRUKCYJNEGO IMPLANTOWANEJ ENDOPROTEZY STAWU BIODROWEGO

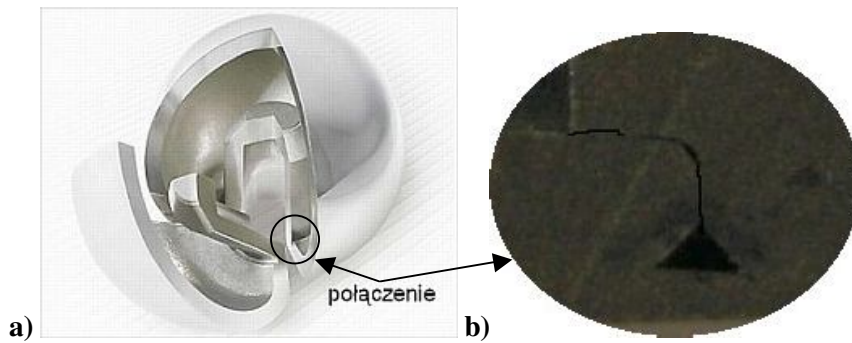
Streszczenie. W pracy badaniu poddano endoprotezę stawu biodrowego, która uległa zniszczeniu po kilkuletnim okresie od wszczęcia. Zakres badań obejmował etapy trójwymiarowego modelowania układu trzpień-głównka, ze szczególnym uwzględnieniem osadzenia gniazda w główce endoprotezy oraz ocenę wytrzymałościową konstrukcji z rozpatrywaniem warunków obciążenia. Przeprowadzono symulacje numeryczne pól naprężeń i odkształceń z oceną dopuszczalnych obciążeń celem weryfikacji poprawności rozwiązania.

1. WSTĘP

Zabieg wszczęcia endoprotezy stawu biodrowego jest powszechną procedurą mającą na celu poprawę jakości życia i poruszania się osób dotkniętych urazami omawianego narządu ruchu. Z roku na rok liczba implantacji zwiększa się. Spowodowane jest to wieloma czynnikami, do których zaliczyć możemy starzenie się społeczeństwa, czy następstwo wypadków komunikacyjnych. Dlatego też prace lekarzy i inżynierów kładą duży nacisk na niezawodność i długi okres użytkowania sztucznych narządów. Do konstrukcji elementów endoprotezy stawu biodrowego wybierane są materiały o wysokim stopniu bezpieczeństwa w stosunku do reakcji alergicznych. Istotnym elementem alloplastyki stawu biodrowego jest planowanie przedoperacyjne, którego składnikami jest dobranie odpowiedniej protezy, określenie zakresu ruchów i typu oraz wielkości panewki oraz trzpienia.

Praca dotyczy oceny konstrukcji endoprotezy firmy SAMO. Przy weryfikacji tej konstrukcji posłużono się metodą elementów skończonych (MES) [1]. W tym celu autorzy wykonali model składający się z kości, trzpienia i główki a następnie przeprowadzili analizę MES z interpretacją wyników.

Przypadek poddany analizie dotyczył endoprotezy firmy SAMO systemu Duofit. Jego składnikami był trzpień RKT0145 wykonany ze stopu tytanu i pokryty wysoko porowatym tytanem (TiCoat 300) za pomocą techniki Vacuum Plasma Spray i główka ze stali nierdzewnej [2]. W celu zmniejszenia ciężaru całej endoprotezy firma SAMO postanowiła wykonać główkę, jako kulistą czaszę wydrążoną w środku (rys. 1a) połączoną z częścią stożkową, w której osadzana jest szyjka trzpienia endoprotezy, za pomocą silnego spojenia (rys. 1b).



Rys. 1. Połączenie podstawy główki z czaszą a) przekrój główki, b) przybliżenie złącza

Endoproteza została wszczepiona pacjentowi ze schorzeniem stawu biodrowego. Po kilku latach, w wyniku codziennej aktywności uległa ona uszkodzeniu (rys.2). Uszkodzenie to polegało na oderwaniu się stożka główki (1) od jej podstawy (2), co nie powodowało dolegliwości bólowych. W skutek poruszania kończyną, dochodziło do tarcia górnej powierzchni stożka o powierzchnię wewnętrzną czaszy, prowadząc do ubytku materiału na obydwu współpracujących powierzchniach. Uszkodzenie główki spowodowało dalsze zniszczenie endoprotezy. Polegało ono na przewężeniu średnicy szyjki na skutek tarcia jej powierzchni bocznej o krawędź podstawy główki. Doprowadziło to do powstania poważnego uszkodzenia szyjki, tj. jej złamania, co spowodowało utratę zdolności poruszania się pacjenta. W wyniku tych procesów do organizmu pacjenta przedostała się pewna ilość materiału obcego, co także niekorzystnie wpłynęło na stan zdrowia poszkodowanego. Wszystkie te uszkodzenia doprowadziły do destabilizacji endoprotezy i stworzyły konieczność przeprowadzenia alloplastyki rewizyjnej [3].



Rys. 2. Uszkodzona endoproteza

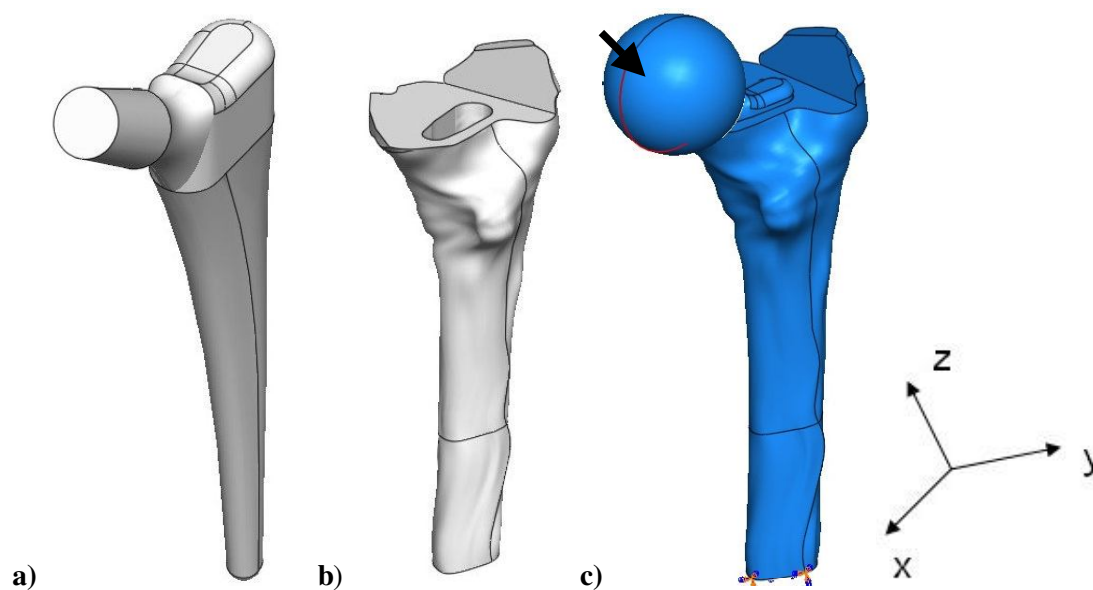
2. METODA

W celu weryfikacji konstrukcji endoprotezy utworzono jej trójwymiarowy model geometryczny. Wymiary uszkodzonego trzpienia i główki zostały pozyskane w drodze pomiarów usuniętej podczas alloplastyki rewizyjnej. Odwzorowanie geometryczne przeprowadzono w programie ProEngineer®, gdzie oddzielne elementy systemu utworzono i zapisano w postaci plików STL. Rysowanie odbywało się w szkicowniku a następnie poprzez obrót i wyciągnięcia elementów uzyskano finalny kształt obiektów. Część wymiarów opierała się na danych producenta, co pozwoliło sprawdzić poprawność wykonania i wprowadzić korekty prowadzące do szczegółowego oddania kształtów endoprotezy. Kształt trzpienia otrzymanego w wyniku powyższych zabiegów znajduje się na rys. 3a.

Wygenerowano także trójwymiarowy model geometryczny kości udowej, w której osadzono endoprotezę. Posłużono się tutaj danymi tomograficznymi pacjenta. Dane te zostały odpowiednio przetworzone w specjalistycznym systemie MIMICS®. Zostały one następnie importowane do systemu komputerowego wspomaganie projektowania ProENGINEER® w postaci krzywych NURBS. Krzywe te posłużyły do wygenerowania powierzchni odwzorowujących kształt zewnętrzny i wewnętrzny (jama szpikowa) kości udowej. W następnym kroku modelowania utworzono model bryłowy kości udowej (rys. 3b) [4].

Tak uzyskany model geometryczny układu endoproteza-kość zaimportowano do programu metody elementów skończonych ABAQUS®. Interakcja między endoprotezą a kością zamodelowano za pomocą kontaktu powierzchniowego.

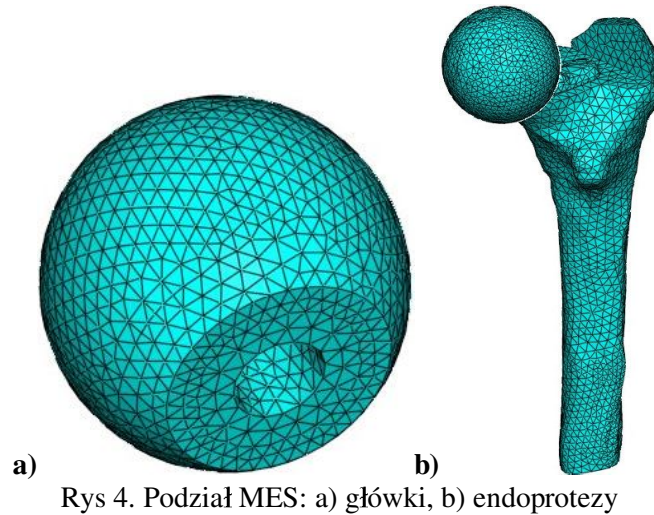
Na układ nałożono warunki obciążenia odpowiadające pozycji stania na jednej nodze [5]. Składowe x , y , z siły reakcji działającej na główkę endoprotezy wynosiły odpowiednio 300 N, 310 N i 1670 N (rys. 3c).



Rys. 3. Modele geometryczne: a) trzpienia endoprotezy, b) kości udowej, c) układu endoproteza-kość

Zarówno endoproteza jak i kość zamodelowana została, jako materiał sprężysty izotropowy. Przyjęto następujące własności sprężyste dla kości: moduł Young'a $E_k = 20$ GPa, współczynnik Poisson'a $\nu_k = 0,4$. Natomiast dla endoprotezy wielkości te wynosiły odpowiednio $E_e = 200$ GPa, $\nu_e = 0,3$.

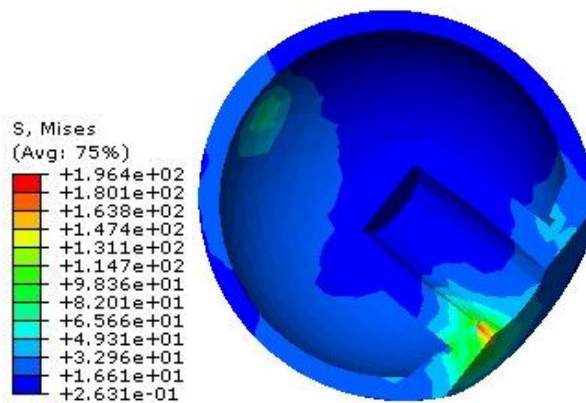
Ostatnim etapem przygotowania modelu do obliczeń było podzielenie go na elementy skończone. Ponieważ kluczowe znaczenie w badaniach odgrywała główka endoprotezy, zdecydowano się na zagęszczenie podziału na elementy skończone w obszarze połączenia podstawy z czaszą. Wiązało się to z wydłużeniem czasu obliczeń, ale prowadziło do uzyskania dokładniejszego rozkładu naprężeń i odkształceń w tym obszarze (rys. 4).



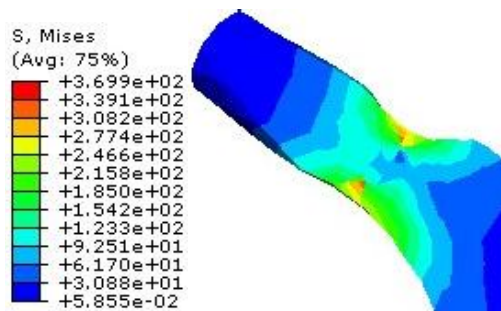
Rys 4. Podział MES: a) główki, b) endoprotezy

3. WYNIKI

Przedmiotem badań było określenie obszarów koncentracji naprężeń w główce i trzpieniu. Rozkłady naprężeń dla założonego modelu pokazano na rys. 5. Można zauważyć, że największe wartości w główce występują w narożu stożka w bezpośrednim sąsiedztwie spojenia i wynoszą 196 MPa.



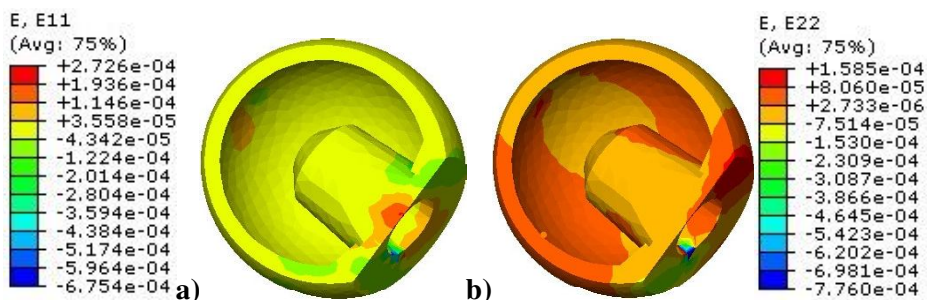
Rys 5. Rozkład naprężeń maksymalnych wg Hubera-Mizesa (MPa) w główce endoprotezy, przekrój w płaszczyźnie XZ



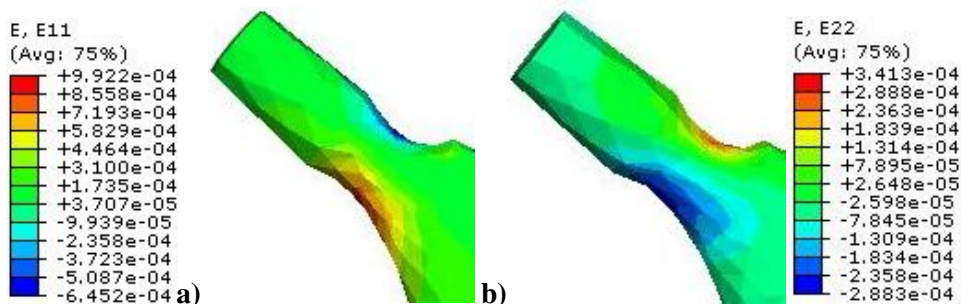
Rys 5. Rozkład naprężeń maksymalnych wg Hubera-Misesa (MPa) w trzpieniu endoprotezy, przekrój w płaszczyźnie XZ

Największą wartością naprężeń, występującą w przypadku trzpienia jest 370 MPa. Ma to miejsce na odcinku szyjki, w jej najmniejszym przekroju. Wizualizacje pokazują obustronne występowanie wysokich naprężeń.

W przypadku odkształceń, zaprezentowanych na Rys. 6 i 7, ścianka stożka w główce i szyjka trzpienia są i tutaj miejscami newralgicznymi endoprotezy. Wartości w tych elementach wskazują na prawie czterokrotnie większe odkształcenia w przypadku szyjki niż główki (E11). Wyniki pokazują, że najbardziej obciążona jest górna powierzchnia szyjki.



Rys 6. Rozkład odkształceń E11 (a) i E22 (b) w główce w przekroju w płaszczyźnie XZ



Rys 7. Rozkład odkształceń E11 (a) i E22 (b) w szyjce trzpienia

4. WNIOSKI

Z uzyskanych rezultatów wynika, że najbardziej narażonym na uszkodzenie fragmentem endoprotezy jest szyjka trzpienia. Największe przewężenie na tym odcinku prowadzi do występowania najwyższych naprężeń i odkształceń. Prowadzi to do wniosków, że model geometryczny nie oddał rzeczywistego kształtu tego elementu, gdyż w przypadku klinicznym

zniszczeniu uległa w pierwszej kolejności spójnie podstawa-czasza główki. Wiąże się to z faktem, że szyjka trzpienia uległa przewężeniu na skutek tarcia o krawędź czaszy główki powstałej po oderwaniu się stożka główki od podstawy. Uniemożliwiło to poprawne określenie wymiarów szyjki trzpienia endoprotezy, którą usunięto podczas alloplastyki rewizyjnej. Rzeczywistych powodów defektu należy szukać w technikach połączenia kluczowych elementów główki, jakimi są czasza i stożek. Zamodelowanie takiego układu było niemożliwe z powodu niewystarczającej wiedzy na temat technologii wytwarzania tego modelu endoprotezy. Wspomniane połączenie jest najsłabszym punktem konstrukcji, występuje tam najmniejsza grubość ścianki, co widoczne jest na obrazach naprężeń, nawet w przypadku założonej jednolitości główki. Wyniki symulacji numerycznych, jak również wzrastająca liczba przypadków klinicznych uszkodzeń omawianego rodzaju główki, wskazują na pewne jej wady konstrukcyjne w obszarze połączenia czasza-stożek.

LITERATURA

- [1] Kwiatkowski K., Cejmer W., Sowiński T., Skalski K., Pawlikowski M.: Doświadczalna ocena przyczyn uszkodzeń trzpieni protez okienkowych typu Austina Moore'a, *Lekarz Wojskowy*, nr 2, t. 78, 2002, s.81-84.
- [2] <http://www.samobiomedica.com>
- [3] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Zimmermann S., Busch R., Mittelmeirer W.: The influence of head and neck geometry on stability of total hip replacement, *Acta Orthop Scand*, nr 4, t. 75, 2004, s.415-421
- [3] Pawlikowski M., Dąbrowska-Tkaczyk A.M., Skalski K., Wróblewski G.: Application of integrated CAD/CAE systems in the process of hip joint reconstruction, *Computer-aided Production Engineering – CAPE 2003*, 18-19 marzec, , 2003, s.199-207.
- [4] Davy, D.T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heiple, D.G., Goldberg, V.M., Heiple Jr., K.G., Berilla, J., Burstein, A.H.: Telemetric hip force measurements across the hip after total arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, t. 70, w.1, 1988, s.45-50.

ESTIMATION OF CONSTRUCTIONAL SOLUTION OF IMPLANTED HIP JOINT ENDOPROSTHESIS

Summary. The objective of the study was to determine the reasons of endoprosthesis failure after several years since implantation. The range of the investigation included 3D modelling of endoprosthesis and femur and numerical simulation of stress-strain fields in the bone-endoprosthesis system. In the paper special emphasis was put on specific construction of the endoprosthesis head and on estimation of its construction strength. Numerical simulations of stress-strain fields in the endoprosthesis were done to assess correctness of the construction.

Paulina DOBROWOLNA, Agnieszka BORKOWSKA, Wojciech HAGNER, Katedra i Klinika Rehabilitacji, Collegium Medicum w Bydgoszczy UMK w Toruniu

ZAOPATRZENIE ORTOPEDYCZNE POPRAWIAJĄCE JAKOŚĆ CHODU U PACJENTÓW Z NIEDOWŁADEM POŁOWICZYM – WADY I ZALETY

Streszczenie. U pacjentów z niedowładem połowicznym występuje znacznie zaburzony wzorzec chodu. Przeprowadzono analizę rozkładu sił i symetrii ciała przy zastosowaniu standardowego zaopatrzenia ortopedycznego podczas reedukacji chodu u pacjentów z hemiplegią. Artykuł ma na celu zwrócenie uwagi na potrzebę bardzo ostrożnego doboru zaopatrzenia ortopedycznego dla pacjentów z niedowładem połowicznym oraz przedstawia alternatywne metody postępowania.

1. WSTĘP

Chód u osób z niedowładem połowicznym często utożsamiany jest z tzw. „chodem koszącym”. Jest on asymetryczny, gdzie faza podporu na kończynie zdrowej jest dłuższa, a faza wymachu kończyny niedowładnej jest skrócona. Asymetria ta często wynika z trudności przenoszenia ciężaru ciała na niestabilną kończynę po stronie zajętej, gdzie występuje charakterystyczne pozorne wydłużenie nogi, co daje w pozycji stojącej sylwetkę Wernickiego-Manna. W przypadku modelu, gdzie występuje przewaga mięśni prostowników, czyli jednoczesnej pracy prostowników stawu biodrowego, kolanowego i stawu skokowego, najczęściej dochodzi do zaburzenia kontroli zgięcia grzbietowego stopy przy uderzeniu pięty o podłoże w początkowej fazie podporu. Za ograniczonym wymach i skrócenie kroku odpowiedzialny jest natomiast model masowego zgięcia (równoczesne działanie zginaczy biodra, kolana i stopy), który występuje rzadziej, a kompensowany jest tym, że kończyna „ucieka” i pacjent pochyla się do przodu.[1, 7, 14]

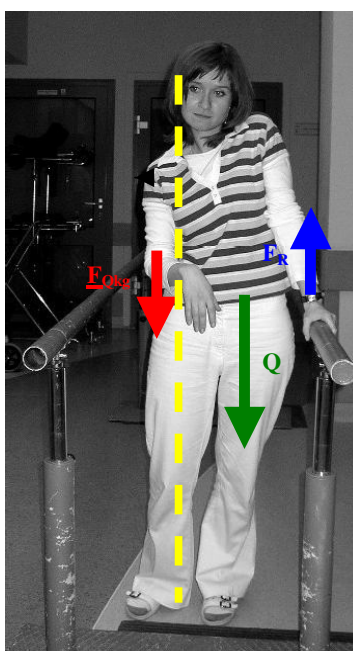
W niedowładzie połowicznym dochodzi przede wszystkim do zaburzenia stereotypu chodu m.in. poprzez występujący dodatni objaw Trendelenburga i Duchenna, przeprostne ustawienie kończyny dolnej i końskie lub końsko-szpotałe ustawienie stopy. Porażona noga przesuwana jest w sposób bierny przez chorego do przodu poprzez wykorzystanie rotacyjne tułowia wokół kończyny zdrowej. Chory porusza się w sposób niezdamny i wymaga to od niego bardzo dużego wysiłku. Prowadzi to natomiast do zwiększenia napięcia mięśniowego kończyny górnej po stronie niedowładu. Poprzez odpowiednie zaopatrzenie ortopedyczne można znormalizować napięcie mięśniowe po stronie niedowładu, poprawić równowagę, skorygować postawę ciała, ustabilizować kończynę dolną i skorygować jej ustawienie, poprawiając tym samym jakość chodu.[8, 9, 12, 14]

2. ANALIZA CHODU Z WYBRANYM ZAOPATRZENIEM ORTOPEDYCZNYM

2.1. Chód w poręczach

Standardowo reedukację chodu zaczynamy od chodu w poręczach. W przypadku pacjentów z porażeniem połowicznym nie jest to dobrym rozwiązaniem. Brak możliwości chwytu (podporu) poręczy kończyną zajęta i unikanie obciążania strony osłabionej prowadzi do znacznej asymetrii osi ciała w płaszczyźnie czołowej – ogólny środek ciężkości przemieszcza się w kierunku strony pozornie zajętej [6, 8].

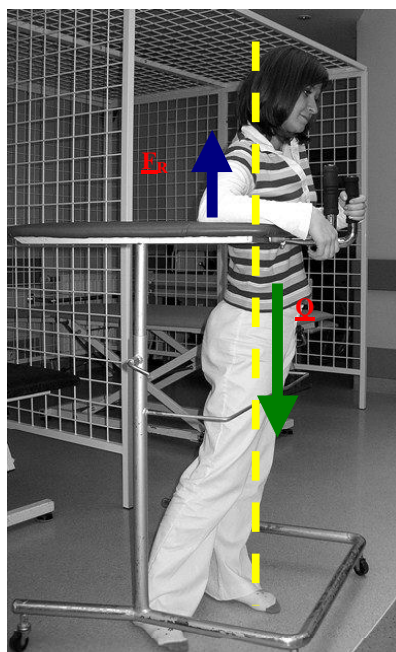
Dodatkowo niemożność oparcia powoduje przeciążenie i w konsekwencji rozciągnięcie struktur stabilizujących staw barkowy, co może doprowadzić do ich uszkodzenia i znacznie utrudnić i ograniczyć powrót funkcji kończyny górnej [4, 5].



Rys.2.1.1. Chód w poręczach pacjenta z hemiplegią

2.2 Chód z wysokim balkonikiem

Zastosowanie wysokiego balkonika w początkowej fazie nauki chodu jest wskazane. Pacjent w zamkniętej przestrzeni pozbywa się lęków (często towarzyszących pacjentom z niedowładem połowicznym) zaś możliwość podparcia na łokciach pozwala na uzyskanie stabilności nawet u słabszych pacjentów. Stabilizacja obręczy barkowej oraz dodatkowa aproksymacja stawu ramiennego działa terapeutycznie na kończynę górną. Uzyskanie symetrii w postawie ciała jest dużo łatwiejsze aniżeli przy zastosowaniu innego zaopatrzenia ortopedycznego, wymaga jednak zazwyczaj kontroli i korekcji przez terapeutę [10, 11, 13].

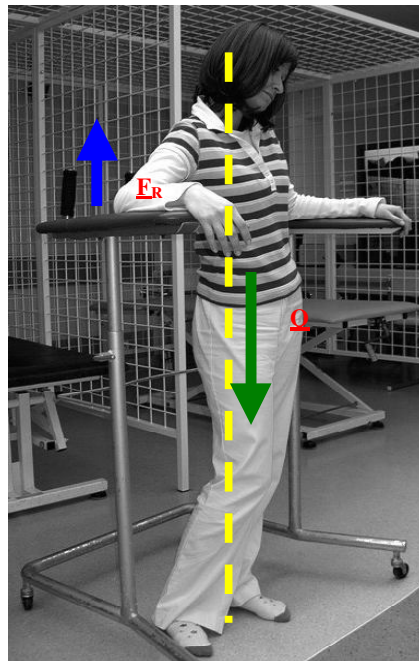


Rys.2.2.1. Chód z wysokim balkonikiem pacjenta z hemiplegią

2.3. Chód z wysokim balkonikiem –alternatywnie

Dla pacjentów, którym chodzenie w balkoniku wysokim nie daje już korzyści terapeutycznych dobrą alternatywą chodu w chodziku niskim (którego zastosowanie będzie wywoływało podobne patologie w ustawieniu ciała jak w przypadku chodu w poręczach) jest chód z zastosowaniem wysokiego, balkonika ale ustawionego za pacjentem (tak, aby uzyskać jedynie podpór na przedramionach).

Ważnym elementem przemawiającym za tego typu użyciem balkonika jest fakt, iż nie dochodzi w tej metodzie do zgięcia tułowia w przód – pochylenia do przodu (bardzo częstego przy próbie chodu u pacjentów z hemiplegią) [2, 8].



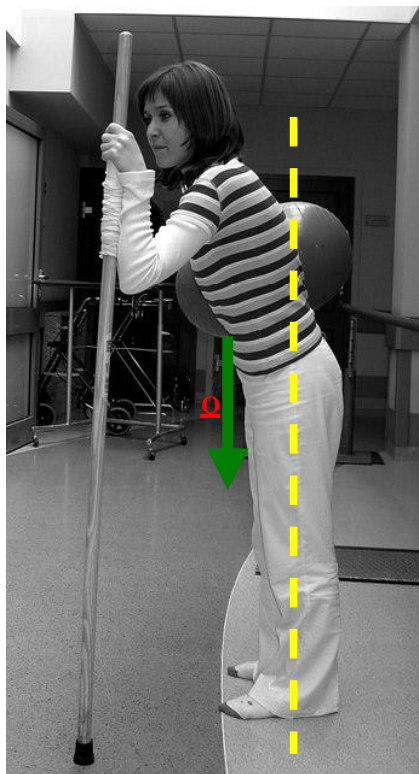
Rys.2.3.1. Chód z wysokim balkonikiem ustawionym „tyłem do przodu” u pacjenta z hemiplegią

2.4. Chód z kostuchem

Chód z użyciem kostucha jest coraz częściej wybieraną przez terapeutów alternatywą kuli (analogiczną rolę spełniają kije nordic-walking). Przewagą tego typu zaopatrzenia jest wysoki, aktywny podpór –chwyt powyżej poziomu stawu łokciowego, zmuszający do aktywnej i zgodnej z fizjologicznym wzorcem chodu pracy kończyn górnych, obręczy barkowej i mięśni górnej części tułowia [1, 14].

W przypadku pacjentów z hemiplegią, u których nie można zastosować kostucha po stronie zajętej, stosowanie go w przebiegu terapii jest nieuzasadnione – pacjent będzie permanentnie obciążał tylko stronę pozornie zajętą, zaburzając tym samym symetrię sylwetki oraz w dominującej części, u których występuje przewaga mięśni zginaczy nad prostownikami dojdzie do „uwieszania się” na przyborze a w konsekwencji do przeciążającego odcinek lędźwiowy kręgosłupa zgięcia tułowia ku przodowi.

Chód z kostuchami (dwoma) można stosować z powodzeniem jedynie u pacjentów, którzy mają zachowaną/odbudowaną funkcję chwytnej dłoni –wówczas przy ewentualnej korekcji osiowej w płaszczyźnie czołowej pacjent jest w stanie reedukować fizjologiczny wzorec chodu.

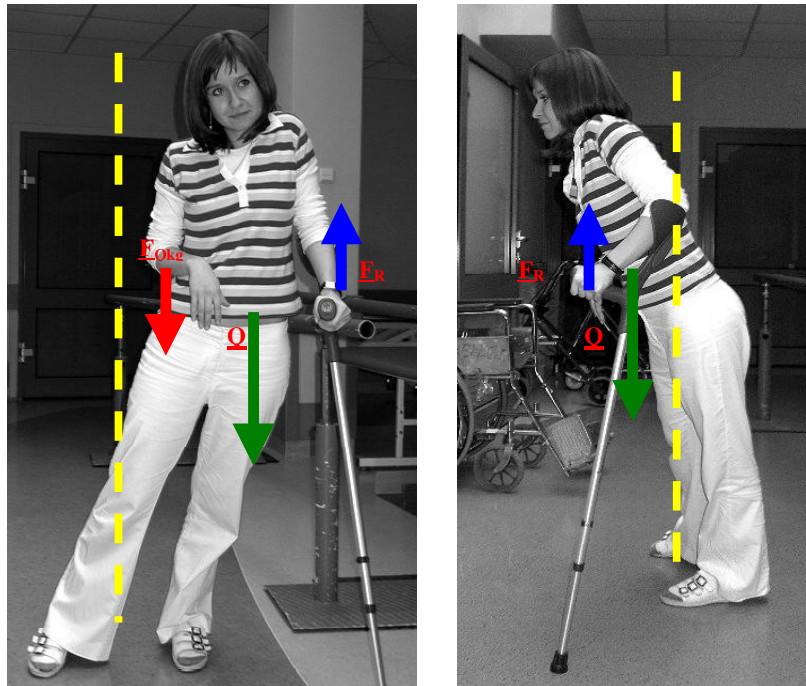


Rys.2.4.1. Chód pacjenta z hemiplegią przy pomocy kostucha

2.5. Chód z kulą łokciową

Zastosowanie kuli łokciowej u pacjentów z niedowładem połowicznym i niefunkcjonalną kończyną górną zajętą jest wysoce kontrowersyjne. Mechanizm powstawania i utrwalania patologicznego wzorca chodu jest analogiczny do opisywanego powyżej chodu z kostuchem, ale dodatkowo dochodzi element niskiego podpory kończyny górnej pozornie zajętej, co powiększa dodatkowo przeciążeniogenne zgięcie w lędźwiowym odcinku kręgosłupa.

Teoretycznie laski, trójnogi i kule ułatwiają chodzenie pacjentom, ale jeśli jest to możliwe należy unikać ich stosowania. Przyrządy te wywołują wzmożenie napięcia mięśniowego po stronie zajętej, co jest niepożądanym zjawiskiem.



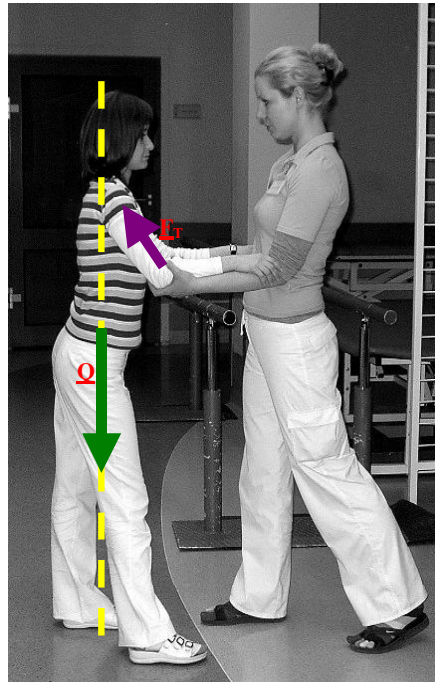
Rys.2.5.1. Chód pacjenta z hemiplegią przy pomocy kuli łokciowej

2.6. Chód z terapeutą

Najlepszą alternatywą dla reedukacji chodu u osób z hemiplegią jest chód z terapeutą (w pozycji przedstawionej na rys.2.6.1.).

Bezsporną zaletą bezpośredniej współpracy z terapeutą jest natychmiastowa możliwość korekcji postawy, praca z oporem, stabilizacja obręczy barkowej (aproksymacja strony zajętej).

Podczas chodu z terapeutą niestety nie jest możliwa stymulacja miednicy (poprzez aproksymację kończyny w fazie podporu) znacznie ułatwiająca zwłaszcza początkową fazę reedukacji chodu.



Rys.2.6.1. Chód pacjenta z hemiplegią przy pomocy terapeuty

3. PODSUMOWANIE

W przypadku pacjentów z niedowładem połowicznym należy bardzo ostrożnie dobierać zaopatrzenie ortopedyczne poprawiające jakość chodu.

Każdy wykorzystywany do tego celu przyrząd, może wywoływać inną reakcję posturalną u pacjentów z różnym stopniem niedowładem, dlatego niezbędne jest indywidualne dopasowanie zaopatrzenia ortopedycznego do pacjenta, oraz kontrola i weryfikacja postawy podczas chodu w czasie procesu usprawniania.

4. WNIOSKI

- U pacjentów z hemiplegią należy zwrócić szczególną uwagę przy doborze zaopatrzenia ortopedycznego na zachowanie symetrii osiowej w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej.
- U pacjentów z hemiplegią i niefunkcjonalną kończyną górną zajęta nie należy prowadzić terapii w poręczach do nauki chodu.
- U pacjentów z hemiplegią i niefunkcjonalną kończyną górną zajęta nie należy stosować asymetrycznego zaopatrzenia ortopedycznego poprawiającego jakość chodu typu: kostuch, laska, trójnóg, kula.
- U pacjentów z hemiplegią najkorzystniejszym rozwiązaniem przy reedukacji chodu jest bezpośrednie prowadzenie przez terapeutę z natychmiastową korekcją postawy.
- U pacjentów z hemiplegią i niefunkcjonalną kończyną górną zajęta podczas chodu należy bezwzględnie zwracać uwagę na odciążanie (znoszenie działania siły ciężkości) kończyny górnej po stronie porażenia.

LITERATURA

- [1] Błaszczyk J. W.: Biomechanika kliniczna podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii, Wyd. PZWL, Warszawa 2004.
- [2] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka, Wyd. BK, Wrocław 2003.
- [3] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka, tom I: Anatomia ogólna, kości, stawu, więzadła i mięśnie, Wyd. PZWL, Warszawa 1987.
- [4] Dobrowolna P. (2005): Epidemiologia zespołów bólowych kręgosłupa u pielęgniarek w wybranych szpitalach w Bydgoszczy *praca* magisterska pisana na Wydziale Nauk o Zdrowiu kierunku Fizjoterapia Promotor Prof. zw. dr hab. med. Aleksander Kabsch.
- [5] Kabsch A.: Profilaktyka przeciążeń fizycznych narządów ruchu. W: Podstawy Higieny pod redakcją J.T. Marcinkowskiego, Wyd. VOLUMED, Wrocław 1997.
- [6] Kabsch A.: Kliniczne i biomechaniczne kryteria pomocne w ergonomicznym projektowaniu środków lokomocji i transportu dla osób niepełnosprawnych W: Ergonomia transportu Red. T. Marek, H. Ogińska, J. Pokorski Wyd. Katedra Psychol. Zarządz. i Erg. Inst. Zarządz. UJ Kraków 2001.
- [7] Kwolek A., Zuber A.: Charakterystyka chodu osób z niedowładem połowicznym po udarze mózgu. *Neurol. Neurochirurg. Pol.*, 2002, 36 (LII), 2, 33-347
- [8] Laider P.: Rehabilitacja po udarze mózgu. Wyd 2., Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2004
- [9] Nowak E.: Atlas . 36 (antropometryczny populacji polskiej – dane do projektowania, Wyd. Instytut Wzornictwa Przemysłowego, Warszawa 2000.
- [10] Pasternak-Mładzka I., Dobaczewska R.: Wykorzystanie aparatów ortotycznych na kończyny dolne u chorych z niedowładem połowicznym jako profilaktyka wtórnych zniekształceń. *Post. Reh.*, 1999, 12, 2, 63-67.
- [11] Resnick R., Halliday D.: Fizyka, Wyd. PWN, Warszawa 1994.
- [12] Steigenberger J.: Contribution to the mechanics of worm-like motion systems and artificial muscles W: *Biomech Model Mechanobiol.* 2003 Aug;2(1):37-57.
- [13] Stoltze D., Haras J. (1999): Correction of posttraumatic deformities. Principles and methods W: *Orthopade.* 1999 Aug; 28(8):731-45.
- [14] von Schroeder H.P., Coutts.R.D., Loden P.D. i wsp.: Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 1995, 32,1, 23-27.

ORTHOPEDIC DEVICES IMPLEMENTING THE QUALITY OF WALKING AMONG PATIENS WITH HEMIPARESIS – FAULTS AND MERITS

Summary. Analysis of force and symmetry distribution with the use of standard orthopedic devices during the walking reeducation among patients with hemiparesis. The aim of article is to pay attention for the need of strictly carefully selection of orthopedic devices for patients with hemiparesis and to show alternative methods of coping.

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

ANALIZA CHODU DZIECI ZDROWYCH ORAZ Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Streszczenie. W pracy przedstawiono przykładowe wyniki badań chodu dzieci zdrowych, a także dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Między innymi na ich podstawie wstępnie sformułowano przestrzenny model fizyczny i matematyczny chodu dziecka.

1. WSTĘP

Podstawową formą lokomocji człowieka jest chód, istotną rolę odgrywają zarówno kończyny dolne jak i górne. Kończyny dolne spełniają funkcję podporowo – napędową, natomiast kończyny górne pełnią rolę równoważną dla ich pracy. Z chodem ściśle jest związany wydatek energii i tym samym kryterium ekonomiczności ruchów [1].

Prawidłowy chód jest możliwy dzięki doskonałej integracji układów mięśniowo-szkieletowego oraz nerwowego [2].

We współczesnym świecie mamy do czynienia z różnego rodzaju zaburzeniami chodu u dzieci mającymi różne podłoże. Można tu wymienić neuropatologie, do których zaliczamy mózgowie porażenie dziecięce, poza tym padaczka, spastyczność kończyn dolnych, a także idiopatyczne chodzenie na palcach. Wymienione patologie mają negatywny wpływ na wydajność i jakość chodu dziecka.

Na świecie, a także w Polsce prowadzone są liczne badania doświadczalne związane z analizą chodu dzieci z zaburzeniami ruchu. Badania te wspomagają diagnozowanie niektórych schorzeń, a także śledzenie postępów rehabilitacji.

Równoległe z badaniami doświadczalnymi postępują badania modelowe obejmujące modele fizyczne i matematyczne całego ciała człowieka lub wybranych jego części. Coraz częściej są podejmowane próby generowania modeli przestrzennych. Tego typu badania pozwalają w nieinwazyjny sposób analizować skomplikowane zjawiska zachodzące w ludzkim organizmie. Modele matematyczne pozwalają na przeprowadzenie symulacji komputerowej, w wyniku której możliwa będzie identyfikacja sił generowanych przez mięśnie. Po przeprowadzeniu analizy wyników badań doświadczalnych i modelowych uzyskuje się kompleksowy obraz zjawisk zachodzących w układzie mięśniowo-szkieletowym oraz nerwowym [3][4]. W pracy podjęto próbę sformułowania przestrzennego modelu chodu dziecka, dzięki któremu w nieinwazyjny sposób będzie można analizować zaburzenia chodu występujące u dzieci ze stwierdzonymi patologiami w obrębie kończyn dolnych.

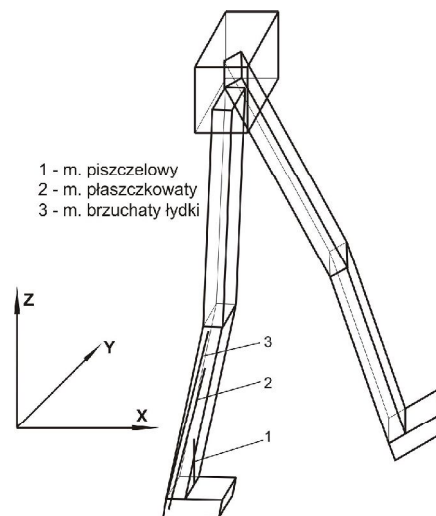
2. PRZESTRZENNY MODEL CHODU DZIECKA

2.1. Model fizyczny

Założenia do modelu przestrzennego chodu dziecka:

- zamodelowany układ składa się z siedmiu członów sztywnych (stopa, podudzie, udo dla prawej i lewej kończyny dolnej oraz miednica),
- elementy układu połączone są ze sobą przegubowo w stawach,
- w modelu uwzględniono siły ciężkości, siły bezwładności i momenty bezwładności, reakcje podłoża, reakcje w stawach oraz siły mięśniowe.

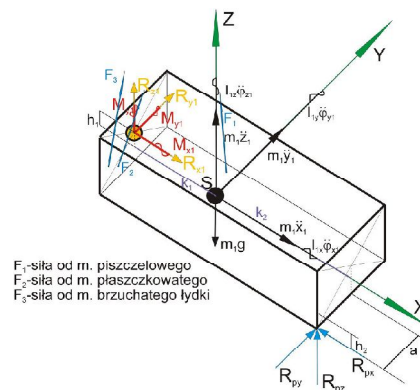
Na rys. 1 przedstawiono model fizyczny chodu dziecka wraz z układem odniesienia.



Rys. 1 Model przestrzenny chodu dziecka wraz z mięśniami działającymi w obrębie stopy i podudzia

2.2. Model matematyczny

Na podstawie opracowanego modelu fizycznego ruchu ciała dziecka w trakcie chodu zapisano równania równowagi dynamicznej dla poszczególnych elementów układu. Na rys. 2 przykładowo przedstawiono rozkład sił działających na stopę, a także zapisano równania równowagi dynamicznej dla tego elementu.



Rys. 2 Rozkład sił działających na stopę

Równania równowagi dynamicznej dla stopy przyjmują następującą postać:

$$\begin{aligned} \sum F_{ix} &= -R_{px} + R_{x1} + \sum F_{mięśniix} = m_1 \ddot{x}_1 \\ \sum F_{iy} &= R_{py} + R_{y1} + \sum F_{mięśniiy} = m_1 \ddot{y}_1 \\ \sum F_{iz} &= R_{pz} - m_1 g + R_{z1} + \sum F_{mięśniiz} = m_1 \ddot{z}_1 \\ \sum M_{ix} &= -R_{pz} \cdot a + R_{py} \cdot h_2 - R_{y1} \cdot h_1 + M_{x1} (\sum F_{mięśniix}) = I_{ix} \ddot{\phi}_{ix} \\ \sum M_{iy} &= -R_{pz} \cdot k_2 + R_{px} \cdot h_2 + R_{z1} \cdot k_1 + R_{x1} \cdot h_1 + M_{y1} (\sum F_{mięśniiy}) = I_{iy} \ddot{\phi}_{iy} \\ \sum M_{iz} &= R_{py} \cdot k_2 - R_{px} \cdot a - R_{y1} \cdot k_1 + M_{z1} (\sum F_{mięśniiz}) = I_{iz} \ddot{\phi}_{iz} \end{aligned}$$

gdzie:

R_{px}, R_{py}, R_{pz} – składowe siły reakcji podłoża,

R_{x1}, R_{y1}, R_{z1} – składowe siły reakcji w stawie skokowym,

$m_1 \ddot{x}_1, m_1 \ddot{y}_1, m_1 \ddot{z}_1$ – siły bezwładności

$m_1 g$ – siła ciężkości,

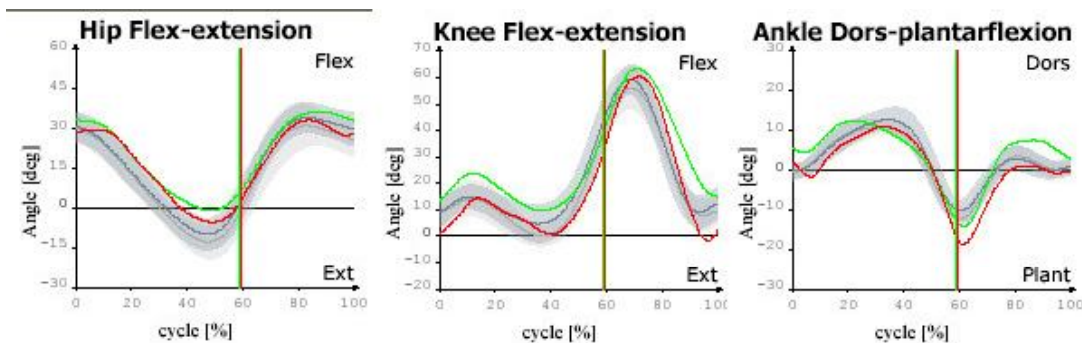
I_{ix}, I_{iy}, I_{iz} – masowe momenty bezwładności względem osi przechodzących przez środek ciężkości stopy,

$M_{x1}=M_{x1}(\sum F_{mięśniix}), M_{y1}=M_{y1}(\sum F_{mięśniiy}), M_{z1}=M_{z1}(\sum F_{mięśniiz})$ – wypadkowe momenty sił mięśniowych w stawie skokowym,

$\sum F_{mięśniix}, \sum F_{mięśniiy}, \sum F_{mięśniiz}$ – suma sił mięśniowych.

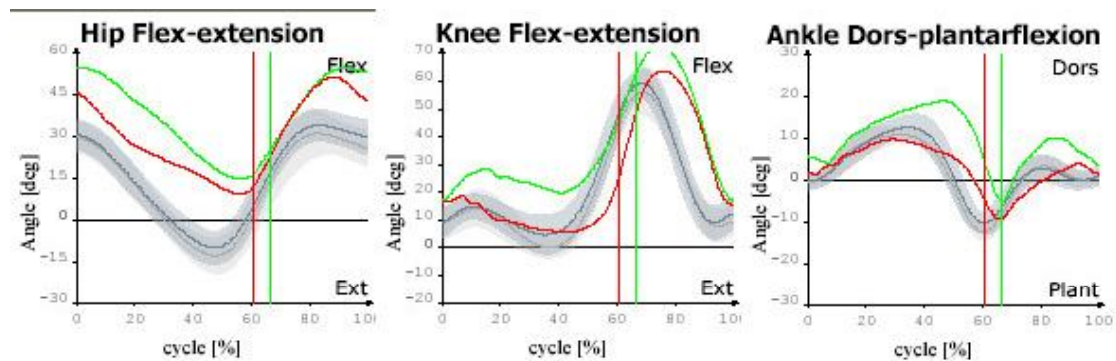
3. BADANIA DOŚWIADCZALNE CHODU DZIECKA

Do tak sformułowanego modelu przestrzennego chodu dziecka należy przeprowadzić badania doświadczalne wielkości kinematycznych oraz reakcji podłoża. Badania doświadczalne wielkości kinematycznych przeprowadzono dla zdrowych dzieci, a także dla dzieci z zaburzeniami chodu. Na rysunku 3 przedstawiono przykładowo przebiegi kątów stawowych w płaszczyźnie strzałkowej dla lewej i prawej kończyny dolnej dziecka zdrowego.



Rys. 3 Przebiegi kątów stawowych w płaszczyźnie strzałkowej dla lewej i prawej kończyny dolnej dziecka zdrowego

Na rysunku 4 przedstawiono przykładowo przebiegi kątów stawowych w płaszczyźnie strzałkowej dla lewej i prawej kończyny dolnej dziecka z mózgowym porażeniem dziecięcym.



Rys. 4 Przebiegi kątów stawowych w płaszczyźnie strzałkowej dla lewej i prawej kończyny dolnej dziecka z mózgowym porażeniem dziecięcym

4. PODSUMOWANIE

Przestrzenny model matematyczny umożliwi w przyszłości identyfikację sił generowanych przez mięśnie kończyn dolnych. Uzyskane dane zostaną również wykorzystane przy analizie zaburzeń chodu u dzieci z patologiami o podłożu neurologicznym, tym samym pozwoli na dobór odpowiedniej metody leczenia i rehabilitacji, a także śledzenie postępów rehabilitacji.

Badania zostały sfinansowane przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu nr R03 046 02.

LITERATURA

- [1] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu. Studia i monografie AWF we Wrocławiu., Zeszyt nr 8. Wrocław 1985.
- [2] Michnik R., Jurkojć J.: Analiza parametrów kinematycznych i dynamicznych podczas chodu normalnego i patologicznego. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 22, Gliwice 2003.
- [3] Michnik R., Tejszerska D.: Model matematyczny ruchu kończyn dolnych człowieka uwzględniający ruch tkanek miękkich. Zeszyty naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 17, Gliwice 2001.
- [4] Michnik R.: Optymalizacja dynamiczna w identyfikacji sił mięśniowych podczas chodu. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej nr 19, Gliwice 2002.

ANALYSIS OF THE GAIT OF HEALTHY CHILDREN AND CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DISORDERS

Summary. The article presents the exemplary results of the gait analysis of healthy children and children with cerebral palsy. This research was one of the basis to formulate spatial physical model and mathematical model gait of children.

Maria Magdalena GROLIK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Sylwia FIEJDASZ, Wydział Chemii, Uniwersytet Jagielloński, Kraków

MATERIAŁY DLA INŻYNIERII TKANKOWEJ

Streszczenie. Niniejszy artykuł został poświęcony tematyce związanej z inżynierią tkankową. Dziedzina ta, pomimo tego, że jest stosunkowo młoda rozwija się dosyć prędko. Łącząc w sobie zagadnienia z wielu dyscyplin naukowych (inżynierii materiałowej, chemii, biologii, medycyny) ma na celu regenerację uszkodzonych tkanek i narządów. Bardzo ważną rolę w całym procesie dogrywiają materiały, które mają posłużyć jako mechaniczne wsparcie dla rosnących tkanek. Dobór i odpowiednia obróbka materiałów jest kluczowa dla powodzenia tej techniki.

1. WSTĘP

Inżynierię tkankową (*ang. Tissue Engineering*, TE) można uznać za interdyscyplinarną dziedzinę, łączącą w sobie podstawy inżynierii, nauk przyrodniczych (biologia, biochemia, chemia) i medycznych w celu uzyskania biologicznych substytutów, które mają za zadanie regenerację, utrzymanie lub też poprawienie funkcjonowania tkanki [1].

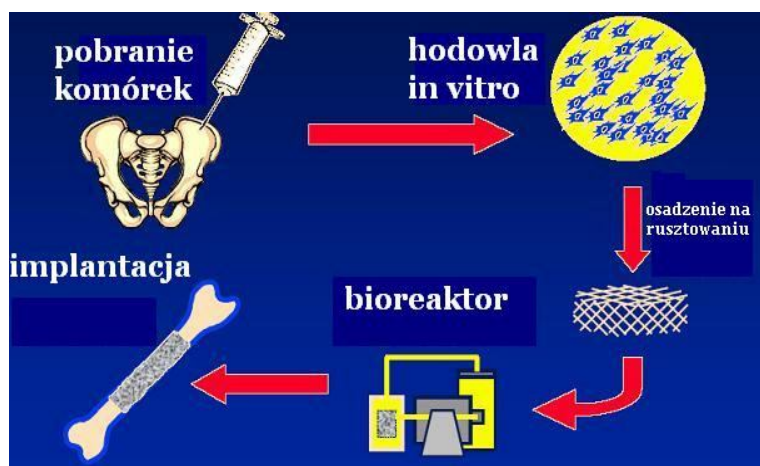
Początki inżynierii tkankowej przypadają na lata osiemdziesiąte XX wieku. W 1993 chemik J. Langer oraz chirurg J.P. Vacanti opublikowali artykuł: „Tissue Engineering” w prestiżowym magazynie *Science*, zwracając uwagę naukowego świata na tę posiadającą ogromne możliwości rozwoju dziedzinę. Celem poszukiwań jest uzyskanie funkcjonalnego materiału biologicznego, który będzie w stanie zastąpić lub zregenerować uszkodzoną tkankę w organizmie i przywrócić jej funkcję. Taki materiał powinien posiadać architekturę w pełni przypominającą tkankę naturalną, z jej niezwykłymi właściwościami mechanicznymi [2, 5]. Inżynieria tkankowa, zaraz po transplantologii i chirurgii rekonstrukcyjnej, uważana jest za trzecią z form terapii w medycynie. Jako forma terapii regeneracyjnej unika problemów związanych z przeszczepami organów, takich jak na przykład niewystarczająca liczba dawców czy też leki immunosupresyjne, zapobiegające odrzutowi organów. Nie wymaga również implantacji sztucznych protez, materiałów o względnie niskiej biogodności. Wymienione zalety inżynierii tkankowej sprawiają, że wzrasta prawdopodobieństwo powodzenia procesu regeneracji tkankowej, z jednoczesnym spadkiem liczby powikłań [3].

2. PODSTAWOWE ZAGADNIENIA INŻYNIERII TKANKOWEJ

2.1. Fazy inżynierii tkankowej

Jeśli chodzi o inżynierię tkankową, można wyróżnić trzy główne podejścia. Pierwsze zakłada użycie wyizolowanych komórek lub substytutów komórkowych w celu zastąpienia komórek odpowiedzialnych za pożądane funkcje. Innymi słowy ma miejsce wstrzyknięcie zawiesiny komórkowej w celu regeneracji uszkodzonego narządu lub tkanki. Drugie opiera się na dostarczeniu czynników indukujących wzrost tkanki tj. czynniki wzrostu, różnicowania się do konkretnych lokalizacji. Niestety dwa pierwsze rodzaje regeneracji na dzień dzisiejszy mają ograniczone zastosowanie, wykorzystywane są w przypadku niewielkich uszkodzeń. Trzecie i zarazem najważniejsze, proponuje hodowlę komórek na trójwymiarowych rusztowaniach, których właśnie dotyczy niniejszy artykuł [1,8].

Wszystkie fazy inżynierii tkankowej zostały przedstawione poniżej (Rys.1). Podstawą procesu jest wyizolowanie komórek (punkt 2.2), które następnie są namnażane w środowisku *in vitro*. Kolejnym etapem jest wysiewanie komórek na trójwymiarowym rusztowaniu, najczęściej polimerowym. Całość zostaje przeniesiona do tzw. bioreaktora, gdzie prowadzona jest specjalistyczna hodowla konkretnych tkanek czy narządów. Bioreaktor zapewnia właściwe warunki środowiskowe, dostarczenie czynników wzrostu oraz pożywki hodowlanej [1, 4].



Rys.1 Fazy inżynierii tkankowej [4]

2.2 Komórki

Głównymi składnikami niezbędnymi w inżynierii tkankowej są komórki, które mogą pochodzić z różnorodnych źródeł, stąd też wynika ich klasyfikacja:

- *ksenogeniczne* tj. pochodzące od obcego gatunku
- *allogeniczne* tj. przeszczep następuje w obrębie tego samego gatunku
- *syngeniczne* tj. jednorodne, pochodzące od osobników identycznych genetycznie lub
- *autologiczne* tj. przeszczep w obrębie tego samego ustroju

Komórki macierzyste i prekursorowe są obecne w małej liczbie we wszystkich głównych tkankach i określa się je jako komórki proliferacyjnie nieaktywne. Ze wszystkich potencjalnych źródeł tych komórek, najłatwiejszym i najmniej inwazyjnym sposobem ich otrzymania jest ich pobranie ze szpiku kostnego drogą przezskórnej biopsji. W przypadkach,

kiedy stosowane są komórki autologiczne, można uniknąć problemów z układem immunologicznym, ponieważ organizm nie potraktuje ich jako obcych [6, 7].

2.3 Rusztowanie komórkowe

Pojęciem *rusztowanie komórkowe* określa się *zewnątrzkomórkową matrycę (ECM Extracellular Matrix)* otaczającą komórki w ciele. Jej głównym zadaniem jest fizycznie wspieranie komórek oraz regulacja ich namnażania, różnicowania i morfogenezy. Naturalna regeneracja uszkodzonych tkanek jest praktycznie niemożliwa, jeśli komórki nie są zaopatrywane w substytut ECM. Jednym ze sposobów rozwiązania tego problemu jest umieszczenie rusztowania ze sztucznej ECM w miejscu uszkodzenia, co ułatwia proces regeneracji. Dodatkowo spełnia wiele różnych istotnych funkcji:

- mechaniczna podpora dla komórek i tkanek
- scalanie komórek w tkanki
- wpływanie na kształt i ruch komórek
- wpływanie na rozwój i różnicowanie się komórek
- kierowanie funkcjami komórek poprzez specyficzne sygnały (komórkowe receptory adhezyjne) [1, 3]

Jeżeli chodzi o strukturę to można wyróżnić kilka głównych składowych ECM:

- włókna: kolagen, elastyna (zapewniają wytrzymałość i elastyczność)
- proteoglikany: proteoglican = (protein+GAGs) czyli kompleksy białko-cukier (zapewniają duże rozmiary, objętość matrycy)
- adhezyjne glikoproteiny: np. fibronektyna, laminina pośredniczą w połączeniach ECM z błoną komórkową komórek („sklejają” komórki i ECM);
- glikoaminoglikany (GAGs): polimery hydrofilowe disacharydów tworzące matrycę żelatynową, duży ładunek ujemny [15]

Rusztowania z materiałów syntetycznych bądź naturalnych, powinny w jak największym stopniu odzwierciedlać cechy i funkcje naturalnej matrycy. Syntetyczne rusztowanie wszczepione w uszkodzone miejsce, po spełnieniu swojego zadania, czyli umożliwieniu wzrostu komórkom, powinno ulec stopniowemu rozkładowi na rzecz naturalnej ECM.

2.4 Materiały na rusztowania komórkowe.

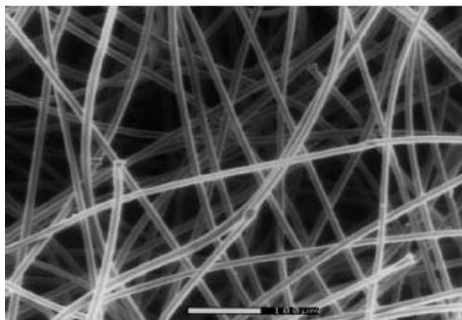
Idealny materiał na rusztowania komórkowe (*ang. scaffold*) powinien charakteryzować się:

- biozgodnością
- bioresorbowalnością
- wysokim stopniem porowatości
- nietoksycznymi i łatwo usuwalnymi produktami rozkładu
- sprzyjającym środowiskiem do namnażania komórek
- odpowiednimi właściwościami mechanicznymi.

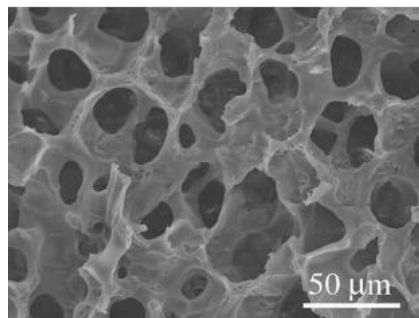
Materiały wykorzystuje się w zależności od przeznaczenia. Przykładowo inne stosowane są w ortopedii, inne w kardiologii. Obecnie w użytku można spotkać metale, ceramikę, a także polimery, które znajdują największe zastosowanie.

2.4.1 Polimery syntetyczne (PGA, PLA, PLGA)

1) **PGA - poliglikolid** (Rys 2) uważa się za najczęściej używany materiał na rusztowania wykonane z polimerów biodegradowalnych. W środowisku wodnym bądź in vivo ulega szybkiej degradacji tracąc przy tym swoje mechaniczne właściwości (w przeciągu 2 do 4 tygodni) [8]



Rys 2. Obraz PGA spod skaningowego mikroskopu elektronowego [8]

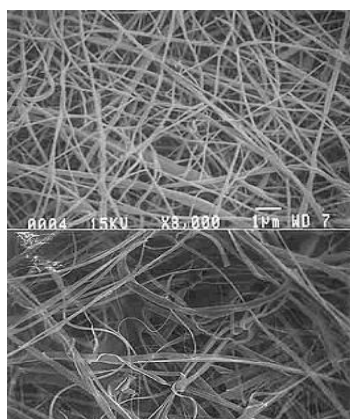


Rys 3. Obraz porowatego rusztowania komórkowego PLGA spod skaningowego mikroskopu elektronowego [8]

2) Popularnym materiałem jest także **PLA- polilaktyd** (Rys. 3). Dzięki dodatkowej grupie metylowej jest on bardziej hydrofobowy niż wymieniony wcześniej PGA.. Jego degradacja jest znacznie wolniejsza. Poprzez regulację stężenia odpowiednich merów PGA i PLA można uzyskać kopolimer (**PLGA**) o właściwościach pośrednich pomiędzy wyżej wymienionymi rodzajami polimerów [8]

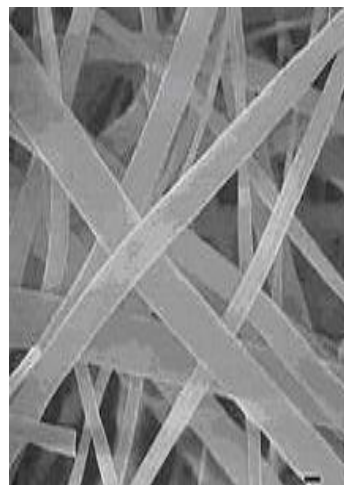
2.4.2 Polimery naturalne (kolagen, elastyna, chitozan, alginiany)

1) **Kolagen** wchodzi w skład naturalnej matrycy ECM, zapewniając mechaniczną wytrzymałość tkankom. Po implantacji wywołuje minimalną reakcję zapalną. Stosowano go z sukcesem jako rusztowanie do regeneracji skóry, nerwów, pęcherza moczowego (Rys 4, 5) [12]



Rys. 4. Spleciony kolagen typu I. Ilustracja włókien o średnicy $100 + 40$ nm

Rys 5. Spleciony kolagen typu I. Włókna o średnicy $4,63 + 2,09$ μm [13]



Rys 6. Splecione włókna elastyny o średnicy 1.1 ± 0.7 μm [13]

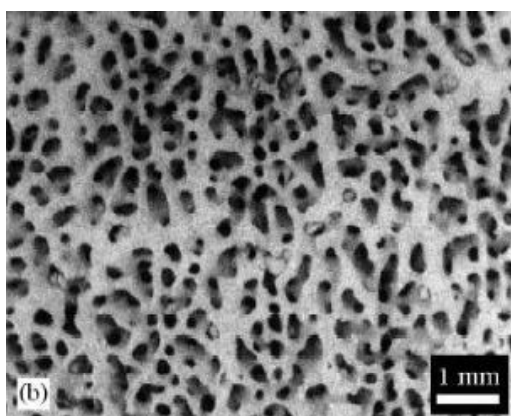
2) Materiały oparte na **elastynie** zyskują coraz większą popularność jako biomateriały stosowane w inżynierii tkankowej. Jest ona naturalnym polipeptydem, wchodzącym w skład matrycy zewnątrzkomórkowej (ECM). Głównie odpowiada za zapewnienie elastyczności tkankom, narządom i w związku z tym, występuje w organach, w których niezbędna jest elastyczność np. naczynia krwionośne, płuca i skóra. Elastyna to główny składnik włókien elastycznych (Rys 6) [14]

3) **Chitozan** to materiał pochodzenia naturalnego, otrzymywany w wyniku deacetylacji chityny pozyskiwanej z pancerzy skorupiaków morskich. Badania wykazały, że ma właściwości antybakteryjne, hemostatyczne i jest biokompatybilny, co sprawia, że jest bardzo obiecujący jako materiał na rusztowania dla inżynierii tkankowej. [16]

4) **Alginiany i kwas alginowy** uzyskuje się ze ścian komórkowych różnych brązowych alg morskich i trawy morskiej. Kwas alginowy nie rozpuszcza się w wodzie, za to bardzo dobrze pęcznieje w środowisku wodnym. Potrafi przyjąć trzykrotną ilość wody w stosunku do własnej wagi. Są bardzo aktywnymi substancjami żelującymi.

2.4.3 Materiały ceramiczne (hydroxyapatyt, bioszkła)

Hydroxyapatyt ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ - hydroksyfosforan wapnia) sól kompleksowa wapniowo i fosforowa jest materiałem bioceramicznym wykazującym chemiczne i mineralogiczne podobieństwo do komponentu nieorganicznego kości i zębów. Stanowi w nich rusztowanie zapewniające mechaniczne właściwości. Odznacza się dużą biozgodnością w stosunku do tkanek. [11]



Rys 7. Obraz z mikroskopu skaningowego – rusztowanie z hydroxyapatytu [11]

3. PODSUMOWANIE

Postępy nauki w dziedzinie biologii, biotechnologii i medycyny przyczyniają się do rozwoju obiecujących koncepcji genowych i tkankowych służących profilaktyce oraz leczeniu chorób i dysfunkcji organizmu ludzkiego. Bieżące zastosowania tej rodzącej się dziedziny „medycyny regeneracyjnej” obejmują leczenie chorób lub urazów skórnych, chrząstkowych i kostnych. Niemniej pomimo obiecujących wyników klinicznych nadal muszą być prowadzone intensywne badania nad nowymi i coraz lepszymi materiałami, które będą w stanie uratować każdy organ.

LITERATURA

- [1] R. Langer, J.P. Vacanti „Tissue engineering” Science Vol. 260. no. 5110, (1993) pp. 920 - 926
- [2] „Puls”. Pismo Okręgowej Izby Lekarskiej w Warszawie. Numer 2004-06.
- [3] Y. Tabata. „Recent progress in tissue engineering” Drug Discovery Today Vol. 6, Issue 9, (2001), p. 483-487
- [4] Rui L. Reis “Tissue Engineering: The Essential elements” 3B’s Research Group Biomaterials, Biodegradables and Biomimetics. University of Minho, Campus de Gualtar. Portugal.
- [5] <http://tissue-engineering.webpark.pl/tis-en.html/>
- [6] Nicholas Krebs “Tissue Engineering Advances in Cardiac Tissue Engineering and Cardiac Tissue Replacement Modalities”, 2002 Department of Biomedical Engineering
- [7] <http://www.cartilage.pl/>
- [8] Peter X. Ma “Scaffold for tissue fabrication” Materials Today vol 7 issue 5, May (2004) p. 30-40
- [9] M. M. Stevensa, M. Mayerb "Direct patterning of mammalian cells onto porous tissue engineering substrates using agarose stamps", Biomaterials Volume 26, Issue 36, December (2005), p. 7636-7641
- [10] www.poli-farm.pl/chitozanfitc.htm
- [11] <http://fluid.ippt.gov.pl/seminar/text/jedynski040106.pdf>
- [12] Kaeuis A. Faraj, Toin H. VanKuppevelt, Willke F. Daamen “Construction of collagen scaffolds that mimic the three-dimensional architecture of specific tissues” Tissue engineering, vol 13, number 10 (2007) p. 2387- 94
- [13] <http://www.bioscience.org/2004/v9/af/1313/figures.htm>
- [14] W.F. Daamena, J.H. Veerkampa, J.C.M. van Hestb, T.H. van Kuppevelta, “Elastin as a biomaterial for tissue engineering” Biomaterials 28 (2007) p. 4378–4398
- [15] <http://ipmc.epfl.ch/webdav/site/ipmc/shared/BB-03/08%20ECM%202006.pdf>
- [16] D.L. Nettles, S.H. Elder, J.A. Gilbert “Potential use of chitosan as a cell scaffold material for cartilage tissue engineering” Tissue engineering vol.8 number 6 (2002) p. 1009-1016

MATERIALS FOR TISSUE ENGINEERING

Summary. This article is dedicated to the topic connected with tissue engineering. Despite the fact that this field is relatively young it is developing quite quickly. It combines the principles of many disciplines (material engineering, chemistry, biology, medicine) in order to regenerate damaged tissues and organs. Materials are very important in the whole process - they provide the mechanical support for growing tissues. The selection of materials and their fabrication plays the key role in this technique.

Bożena GZIK-ZROSKA, Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska w Gliwicach

OPTYMALIZACJA PŁYTKI STABILIZUJĄCEJ WYKORZYSTYWANEJ W LECZENIU LEJKOWATEJ KLATKI PIERSIOWEJ

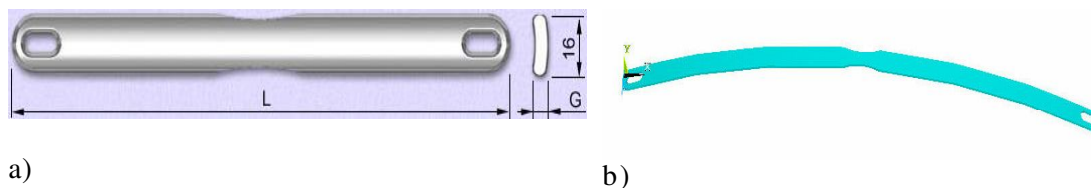
Streszczenie. W artykule przedstawiono badania, których celem był dobór optymalnych cech geometrycznych płytki stabilizującej wykorzystywanej w leczeniu lejkowatej klatki piersiowej metodą Nussa. W pracy sformułowano model parametryczny płytki, w którym grubość, długość, szerokość oraz wielkość wygięcia płyty są parametrami modelu. Obliczenia przeprowadzono dla trzech wariantów obliczeń.

1. WSTĘP

Wyznaczenie optymalnych cech geometrycznych płytki stabilizującej wykorzystywanej do korekcji lejkowatej deformacji klatki piersiowej metodą Nussa a w szczególności dobór optymalnej grubości płyty ze względu na panujący stan obciążeń w kośćcu klatki piersiowej umożliwia uniknięcie powikłań pooperacyjnych związanych z odkształceniem plastycznym lub pęknięciem zmęczeniowym implantu [1]. Uszkodzony implant nie tylko może doprowadzić do nawrotu zniekształcenia klatki piersiowej, ale stanowi także realne niebezpieczeństwo dla życia pacjenta. W celu uniknięcia tych problemów konieczne jest opracowanie odpowiedniej metody doboru implantu, ze względu na panujący stan obciążenia po korekcji deformacji [2].

2. MODELOWANIE PŁYTKI STABILIZUJĄCEJ

Dobór optymalnych cech konstrukcyjnych płytki stabilizującej rozpoczęto od opracowania modelu numerycznego płyty. W tym celu w języku APDL opracowano wsadowy plik do programu Ansys. Model numeryczny płyty stabilizującej sformułowano jako model parametryczny, w którym grubość, długość, szerokość oraz wielkość wygięcia płyty to parametry modelu. Jako parametr modelu wprowadzono również wielkość obciążenia pochodząca od nacisku przedniej ściany klatki piersiowej po korekcji lejkowatej deformacji. Wykorzystując dany plik parametryczny można, zatem tworzyć dowolny model płyty zmieniając jej wymiary. Model numeryczny odpowiada geometrii płyt stabilizacyjnych stosowanych w zabiegach operacyjnych metodą Nussa produkowanych przez firmę Mikromed. (rys.1). Podczas obliczeń numerycznych dla płytki stabilizującej przyjęto własności materiału przedstawione w tabeli nr 1.



Rys.1. Płytki stabilizująca: a) produkowana przez firmę Mikromed [3],
b) model numeryczny

Warunki brzegowe przyjęto zgodnie z warunkami panującymi po implantacji płyty. Stopnie swobody zostały odebrane we wszystkich węzłach w miejscu mocowania płyty do żeber. Płyta została obciążona siłą uzyskaną z obliczeń numerycznych podczas korekcji lejkowatej deformacji za pomocą płyty. Obciążenie zadano w miejscach największego nacisku klatki piersiowej na płytę stabilizującą.

Tab.1. Własności mechaniczne płytki stabilizującej

Rodzaj stopu	Własności mechaniczne	
PN 851H-93210	Umowna granica plastyczności	$R_{p0,2} = 800 \text{ MPa}$
	Wytrzymałość na rozciąganie	$R_m = 400\text{--}900 \text{ MPa}$
	Moduł Younga	$E = 210 \text{ GPa}$
	Współczynnik Poissona	$\nu = 0.3$

3. OPTIMALIZACJA CECH GEOMETRYCZNYCH PŁYTKI STABILIZUJĄCEJ

W prezentowanych badaniach starano się dobrać optymalną grubość płyty stabilizującej dla konkretnego przypadku klinicznego tak, aby po implantacji płyta nie ulegała odkształceniom plastycznym. Podczas doboru optymalnej grubości wzięto pod uwagę następujące kryteria:

- zapewnienie minimalnych przemieszczeń płyty,
- zapewnienie odpowiednich warunków wytrzymałościowych płyty czyli nie przekroczenie granicy odkształceń plastycznych.

Tab.2. Wartość przyjętych ograniczeń

Wariant I	Przemieszczenia płyty wzdłuż osi O_y	$0 \div 0.002 \text{ [m]}$
	Naprężenia	$0 \div 800 \text{ [MPa]}$
Grubość płyty	$0,001 \div 0,01 \text{ [m]}$	
Wariant II	Przemieszczenia płyty wzdłuż osi O_y	$0 \div 0.005 \text{ [m]}$
	Naprężenia	$0 \div 800 \text{ [MPa]}$
	Grubość płyty	$0,001 \div 0,005 \text{ [m]}$
Wariant III	Przemieszczenia płyty wzdłuż osi O_y	$0 \div 0.008 \text{ [m]}$
	Naprężenia	$0 \div 800 \text{ [MPa]}$
	Grubość płyty	$0,001 \div 0,005 \text{ [m]}$

W procesie doboru optymalnych cech konstrukcyjnych płyty stabilizującej wykorzystano moduł optymalizacji dostępny w programie Ansys.

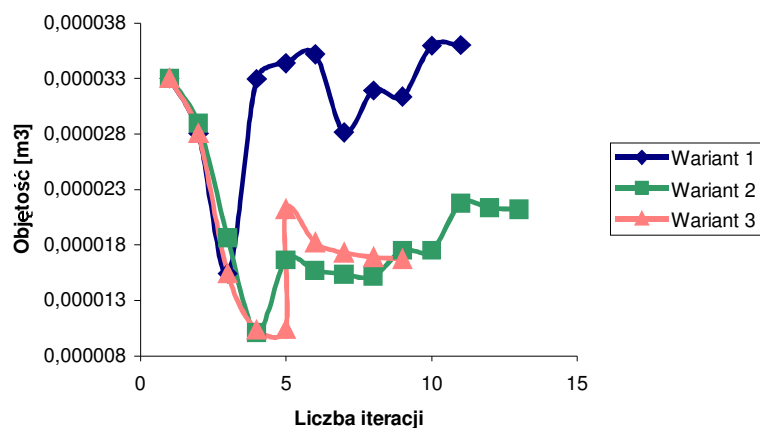
Zadanie optymalizacji sformułowano jako zadanie minimalizacji objętości płyty stabilizującej przy ograniczeniach:

- grubości płyty,
- przemieszczenia płyty wzdłuż osi O_y
- naprężeń.
-

4. WYNIKI

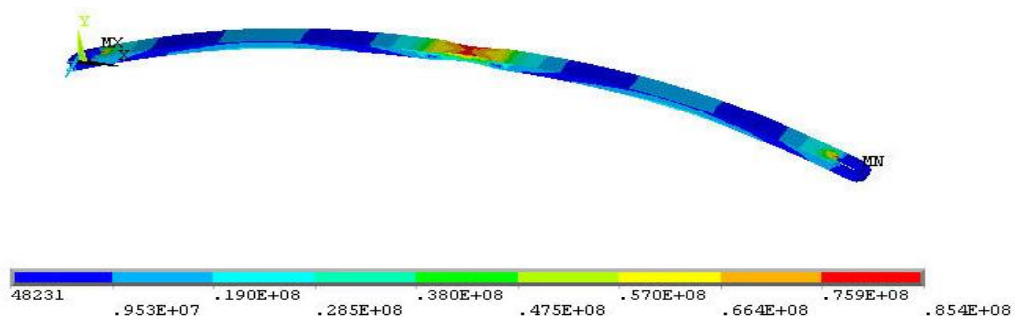
Obliczenia numeryczne przeprowadzono przy wykorzystaniu programu Ansys dla trzech wariantów ograniczeń przedstawionych w tabeli nr 2.

Na rysunku 2 pokazano przebiegi optymalizacji funkcji celu w kolejnych iteracjach dla trzech wariantów obliczeń.

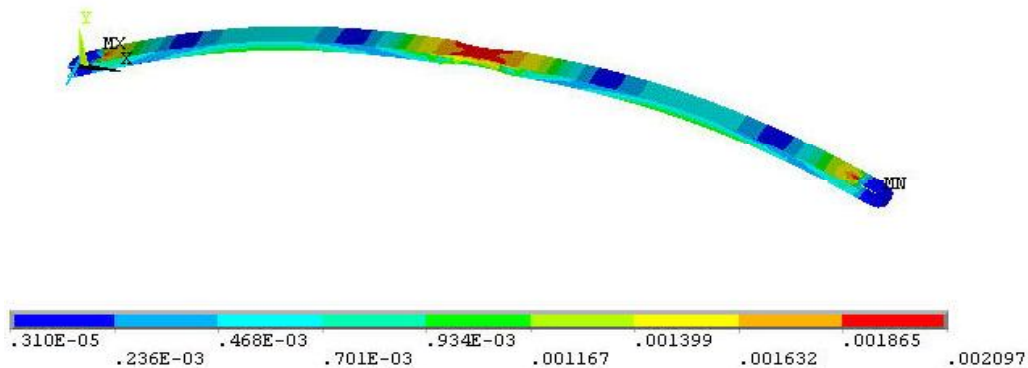


Rys.2. Optymalizacja funkcji celu

Na poniższych rysunkach przedstawiono mapy naprężeń zredukowanych oraz odkształceń płyty stabilizującej, otrzymane dla optymalnych wartości grubości płyty w przypadku pierwszego analizowanego wariantu obliczeń.



Rys. 3. Mapa naprężeń zredukowanych dla optymalnej wartości grubości płyty w przypadku pierwszego wariantu obliczeń



Rys. 4. Mapa odkształceń dla optymalnej wartości grubości płyty w przypadku pierwszego wariantu obliczeń

5. PODSUMOWANIE

W pracy wykorzystując sformułowany model parametryczny płytki stabilizującej przeprowadzono dobór optymalnych jej cech konstrukcyjnych przy uwzględnieniu oddziaływania układ szkieletowy – implant. Sformułowany modele może zostać wykorzystane do weryfikacji stosowanych w praktyce klinicznej płyt stabilizujących.

LITERATURA

- [1] Correira de Matos, Bernardo E.J., Fernandese E.J (1997) Surgery of chest wall deformities. European Journal of Cardio-thoracic Surgery, 12.
- [2] Bożena Gzik-Zroska, Dagmara Tejszerska, Wojciech Wolański: „Analiza stanu obciążenia lejkowatej klatki piersiowej po korekcji płytką stabilizującą”, Modelowanie inżynierskie, tam 3, nr 34, str37-42.
- [3] <http://www.mikromed.pl>

OPTIMIZATION OF STABILIZING PLATE USED FOR FUNNEL CHEST CORRECTION

Summary. This article presents research, which aim was to select optimal geometrical characteristic of stabilizing plate used for funnel chest correction by Nuss method. In this work parametrical model of the plate was created, where thickness, length, width and curve size were model's parameter. The calculations were carried out for three different variants.

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

Bolesław KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

Aldona KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

SZYBKOŚĆ UTLENIANIA W OCENIE STRUKTURY DLA STOPÓW PROTETYCZNYCH

Streszczenie. Implantacja w organizmie ludzkim materiałów metalicznych, w każdym przypadku obarczona jest wystąpieniem zjawisk korozyjnych. Dotyczy to również sytuacji, kiedy wprowadzony jest tylko jeden stop. Całość konstrukcji nie posiada jednakowego otoczenia, co wiąże się z wystąpieniem różnicy potencjałów.

Celem pracy, jest identyfikacja zmian, zachodzących w strukturze konstrukcji metalicznej, której elementy, działając w jednym organizmie, mają różne otoczenie.

Zakres pracy obejmuje pomiar różnicy potencjałów, materiałów metalicznych o geometrii prostopadłościanów, z których jeden jest nieosłonięty zaś drugi w pewnej części, pokryty PMMA. Jak również badania metalograficzne mikroskopowe tych prostopadłościanów a także części protezy „szkieletowej”, po długotrwałym użytkowaniu w ludzkim organizmie żywym.

1. WSTĘP

Pod wieloma względami jama ustna jest idealnym środowiskiem do wystąpienia korozji w płynie ustrojowym metali i ich stopów. Obecność wilgoci, zmiany temperatury i pH, mogą przyczyniać się do wystąpienia tego zjawiska [1]. Ze względu na konstrukcję uzupełnień protetycznych, stop użyty do ich sporządzenia funkcjonuje w różnym otoczeniu. Klasycznym przykładem różnorodności warunków eksploatacji materiału metalicznego w protetyce dentystrycznej, jest proteza „szkieletowa”. Materiał bazy, czyli „szkieletu” – stop na osnowie kobaltu, w jednym miejscu, jest w stanie nieosłoniętym (łącniki duże, elementy retencyjne), zaś w drugim, pokryty jest tworzywem polimerowym (siodła) [2, 3]. W związku z brakiem zjawisk dyfuzyjnych, pomiędzy stopem a akrylem, połączenie jest czysto mechaniczne – adhezyjne. Determinuje ono wystąpienie mikroszczelin, co sprzyja zjawiskom korozyjnym. Poddano więc ocenie strukturalnej elementy metaliczne protezy szkieletowej, użytkowanej w środowisku jamy ustnej pięć lat w zestawieniu z materiałem laboratoryjnym, identycznym co do składu chemicznego, po okresowym zestawieniu w ogniwo galwaniczne.

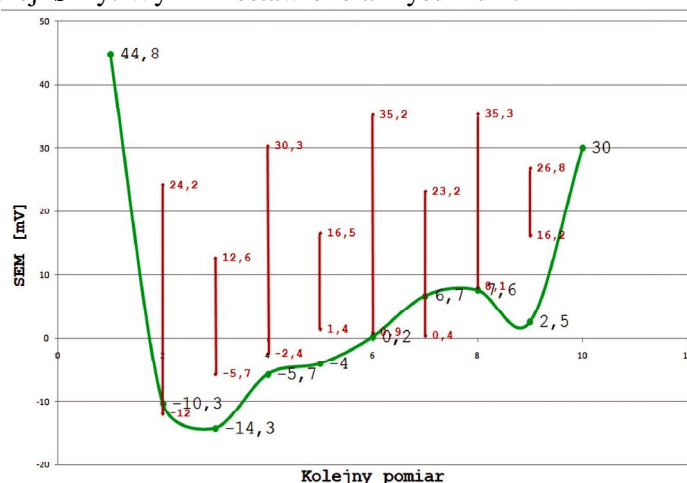
2. BADANIA WŁASNE

Poddane analizie części metaliczne, użytkowanego uzupełnienia protetycznego, sporządzone z sprężysto twardego stopu protetycznego, przeznaczonego na protezy

„szkieletowe”, na bazie kobaltu o składzie chemicznym, podanym w wagowych procentach: Co – 64,8, Cr – 28,5, Mo – 5,3, Si, Mn i C – poniżej 1%. Celem pełniejszej oceny, zestawiono w ogniwo korozyjne, laboratoryjnie wykonane próbki jako prostopadłościanny o wymiarach 20,6,3 [mm] z których, jeden był nieosłonięty, a drugi częściowo pokryty tworzywem sztucznym PMMA, imitując w ten sposób warunki pracy badanej konstrukcji protetycznej. Jako środowisko korozyjne zastosowano płyn Ringera. Prostopadłościanny sporządzono z takiego samego stopu i analogicznymi metodami laboratoryjnymi, jak analizowana proteza dentystyczna.

3. WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Pomiary siły elektromotorycznej, zestawionego ogniwa prowadzono co dwanaście godzin, przez okres pięciu dni. Z uwagi na fakt braku izolacji od środowiska zewnętrznego, należało uzupełniać płyn wieloelektrolitowy. Dokonywano wówczas dodatkowych pomiarów – niezwłocznie po uzupełnieniu, w chwili osiągnięcia maximum, oraz po godzinie, od wcześniejszego pomiaru, co na wykresie oznaczono pionowymi liniami z zaznaczonymi wskazaniem urządzenia pomiarowego. Główny pomiar dokonywano przed uzupełnieniem elektrolitu. Powyższa analiza, obrazowała zmiany zachodzące w trakcie uwalniania do jamy ustnej nowych porcji śliny. Wyniki zestawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Wyniki pomiaru SEM ogniwa zbudowanego z elementu nieosłoniętego oraz częściowo pokrytego PMMA, próbki laboratoryjne, odlewy Co, Cr, Mo.

Rejestrowane wartości różnicy potencjałów, mieszczą się w zakresie tolerowanym przez organizm, czyli naturalnie generowanych w procesach elektro-biologicznych [4]. Generalną zasadą funkcjonowania w organizmie biomateriałów metalicznych, jest ich bierność elektryczna [5, 6], tak z uwagi na fakt różnych warunków pracy poszczególnych części protezy oraz specyficznej technologii przetwórstwa, zjawiska polaryzacji nie da się uniknąć. Innym problemem jest toksyczne działanie płynów ustrojowych na sam materiał, a co się z tym wiąże, jego destrukcji oraz skutków zalegania w organizmie ludzkim produktów tych reakcji. Stąd wszelakie zmiany struktury, na poziomie mikroskopowym należy definiować i zapobiegać im doskonaląc materiał, już na etapie projektowania [7].

Celem przeprowadzenia analizy wykonano zgłady metalograficzne (rys. 2). Następnie je wytrawiono i poddano ocenie, przy użyciu optycznego mikroskopu metalograficznego, sporządzając dokumentację fotograficzną. Obserwacja miała na celu określenie zmian, mogących wpłynąć destrukcyjnie na działanie uzupełnienia, jako całości.



Rys. 2. Zgłady metalograficzne, od góry z lewej: wycinek poprzeczny siodła protezy wraz z częściami akrylowymi, element łuku protezy, od dołu z lewej: element laboratoryjny imitujący siodło protezy, element laboratoryjny imitujący łuk protezy

W pierwszej kolejności analizowano całość struktury, ułożenie ziarn, jak również defekty związane z technologią, mogące mieć wpływ na zmniejszenie odporności korozyjnej całości konstrukcji (rys. 3 – 6).



Rys. 3. Struktura części metalicznej siodła protezy, widoczne miejsca dyfuzji, trawiono, pow. 50x



Rys. 4. Struktura łuku protezy, nieliczne defekty przypowierzchniowe, widoczne granice ziarn, trawiono, pow. 50x

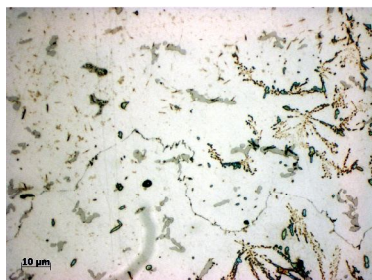


Rys. 5. Struktura części metalicznej, -laboratoryjnej- imitacji siodła protezy, układ przypominający ziarna kolumnowe, trawiono, pow. 50x

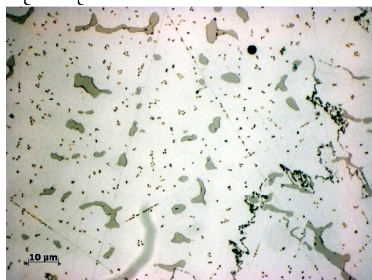


Rys. 6. Struktura części metalicznej, -laboratoryjnego- elementu imitującego łuk protezy, wyraźne granice ziarnowe, trawiono, pow. 50x

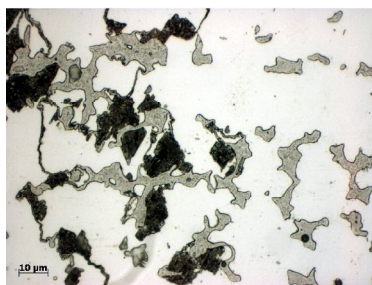
Elementy metaliczne eksploatowanego uzupełnienia protetycznego, szczególnie pokrytego tworzywem akrylowym posiadają widoczne miejsca, w których mogło zachodzić zjawisko dyfuzji. Fakt, braku połączenia chemicznego, powoduje powstawanie mikroszczelin, w których umiejscawiają się płyny ustrojowe o większym stężeniu składników jonowych niż całość otaczającego protezę środowiska. Nieliczne defekty w postaci mikroszczelin, są wynikiem zastosowanej technologii odlewniczej. Nie zaobserwowano zmian, mogących eliminować przydatność konstrukcji. W warstwie przypowierzchniowej elementów użytkowanych w organizmie ludzkim (oprócz części metalicznej siodła – rys. 3), jaki i próbek laboratoryjnych, nie zaobserwowano wyraźnych zmian, mających cechy korozji. Celem dokładniejszej analizy, zastosowano inne powiększenia (rys. 7 – 10).



Rys. 7. Szczegół rysunku 3, mikrostruktura odlewu z widocznymi wtrąceniami, mogącymi mieć swoją genezę, związaną z charakterem otoczenia, trawiono, pow. 1000x



Rys. 8. Szczegół rysunku 4, mikrostruktura dendrytyczna, nieliczne wtrącenia niemetaliczne, trawiono, pow. 1000x



Rys. 9. Szczegół rysunku 5, mikrostruktura stopu z wydzielonymi eutektykami na granicach ziarn, trawiono, pow. 1000x



Rys. 10. Szczegół rysunku 6, mikrostruktura dendrytyczna, skupiska eutektyk na granicach ziarn, trawiono, pow. 1000x

Użytkowana proteza dentystyczna, posiadająca w swojej konstrukcji elementy metaliczne, jest korzystnym rozwiązaniem w rehabilitacji stomatologicznej. Najbardziej narażonymi miejscami struktury stopu, są elementy osłonięte tworzywem, co widać na rysunku 7. Brak wykończenia powierzchni, celem uzyskania dodatkowej retencji skutkuje podatnością na zjawiska dyfuzyjne, które dodatkowo wspomaga wyższe stężenie jonów kwasów i zasad, zawartych w ślinie i płynach ustrojowych wynikające z ograniczeń geometrycznych – mikroszczeliny. Elementy nieosłonięte (rys. 8), nie posiadają w warstwach przypowierzchniowych zmian mogących być następstwem toksycznych działań organizmu. Koncentracja eutektyk w okolicach granic ziarn, próbek laboratoryjnych mają swoją genezę w procesie odlewniczym. Topienie palnikiem gazowo-tlenowym stopu, determinuje nagrzewanie materiału od powierzchni, powodując nierównomierny rozkład energetyczny w fazie ciekłej. Gabaryty elementu w kontekście gradientu temperatury stopu i formy, powoduje tworzenie się ziarn kolumnowych. Nie zaobserwowano jednak zmian w strefie przypowierzchniowej, co świadczy o braku wpływu tych cech struktury na odporność korozyjną. Głównym aspektem dyskusji pozostaje fakt braku istotnych zmian strukturalnych w materiale użytkowanym w środowisku jamy ustnej, co czyni konstrukcję przydatną dla człowieka.

4. WNIOSKI

1. Konstrukcje protetyczne, zbudowane z elementów metalicznych i akrylowych, są narażone na koncentrację jonów, zawartych w ślinie i płynach ustrojowych, umiejscawiających się na granicach połączenia dwóch materiałów.
2. Szczególnie narażonymi elementami protez „szkieletowych”, są elementy siodła.
3. Po pięcioletnim użytkowaniu w środowisku jamy ustnej, w strukturze części metalicznych, osłoniętych tworzywem, obserwowane są miejsca dyfuzyjne.

4. Elementy nieosłonięte, wypolerowane, nie noszą oznak zmian korozyjnych w strefie przypowierzchniowej.
5. Standardowy czas użytkowania protez dentystycznych (5 lat) [2], pozostawia elementy metaliczne w stanie niezagrażającym pacjentowi oraz użyteczności konstrukcji.
6. Umieszczenie w organizmie żywym, tylko jednego stopu zmniejsza podatność korozyjną.
7. Nie istnieje praktyczna możliwość całkowitej eliminacji zjawisk korozyjnych, przy zastosowaniu materiałów metalicznych w konstrukcjach uzupełnień protetycznych.
8. Układ ziarn w stopie ma drugorzędny wpływ na odporność korozyjną.

LITERATURA

- [1] Combe E.C. – Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997
- [2] E. Spiechowicz, Protetyka Stomatologiczna, Wydawnictwo Lekarskie PZLW, Warszawa 1988, 1992, 1994, 1998
- [3] St. W. Majewski, Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000
- [4] Cichocki T., Litwin J. A., Mirecka J. – Kompendium Histologii-Skrypt dla studentów nauk medycznych i przyrodniczych, Zakład Histologii AM w Krakowie, Textus Kraków 1992
- [5] Błażewicz S., Stoch L. – Biomateriały Tom 4, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003
- [6] Marciniak J. – Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [7] L. A. Dobrzański, Materiały inżynierskie i projektowanie materiałowe, Wydanie II zmienione i uzupełnione, WNT, Warszawa 2006

OXIDATION SPEED IN THE STRUCTURE EVALUATION FOR PROSTHETIC ALLOYS

Summary. The implantation of metallic materials into the human body always entails the risk of corrosion phenomena. This also refers to cases when only one alloy is introduced. The whole structure does not have the same surroundings, which is connected with the occurrence of potential differences.

The purpose of the paper is to identify changes occurring in the metallic structure whose elements operating in one human body have different surroundings.

The scope of the paper covers the measurement of potential differences of metallic materials-cuboids – one being uncovered and the other, at some height, covered with PMMA, as well as metallographic microscopic examination of the cuboids and the frame denture part after prolonged use in a living human body.

Maciej B. HAJDUGA, Wydział Nauk o Zdrowiu, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

Wojciech ZAJĘCKI, Katedra i Zakład Patomorfologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Wydział Lekarski w Zabrze

Maciej HAJDUGA, Zakład Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

WPLYW WYBRANYCH IMPLANTÓW METALICZNYCH NA CHARAKTER ZMIAN W TKANCIE NERWOWEJ SZCZURA

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań histopatologicznych mózgu szczura, do którego na okres 120 dni zaimplantowane były próbki wykonane z takich materiałów metalicznych jak: wolfram, molibden, chromel, wolframren20. Wyniki badań wskazują na dobrą tolerancję wszczepionych materiałów w zadanym okresie trwania doświadczenia.

1. WSTĘP

Ewolucja, jakiej uległa medycyna odzwierciedla rozwój wszelkich nauk związanych z organizmem ludzkim. Współczesne dążenia ludzi zmierzają do tego, aby działalność medycyny zapewniała człowiekowi dobrostan fizyczny i psychiczny, dlatego też obecne sukcesy medycyny opierają się na harmonijnym uzupełnianiu się profilaktyki, leczenia i rehabilitacji [1].

W czasie ewolucji biologicznej został wypracowany system samoobrony przeciw różnym środkom trującym. System ten może unieszkodliwiać związki pierwiastków poprzez ich rozkład lub przemianę na substancje mniej trujące oraz łatwiejsze do wydalania. Metale są jednak trudnymi do opanowania przez ustrój pierwiastkami, ponieważ są nierozkładalne, a ponadto wydzielanie się ich z organizmu następuje bardzo powoli i tylko w formie jonowej. W takich warunkach, jeśli doprowadzenie danego metalu jest systematyczne to nawet małe jego ilości mogą w pewnych okolicznościach przyczynić się do znacznego wzrostu poziomu tego metalu w tkankach [2, 3]. Dotyczy to zwłaszcza metali ciężkich takich jak: ołów, kadm oraz rtęć, które mogą stanowić np. część składową plomb dentystycznych. Jakiego typu szkodliwe działania mogą się pojawiać przy ekspozycji na działania tych pierwiastków, zależy od tego jaki jest to metal i w jakiej formie oraz ilości zostaje wprowadzony do organizmu. Czynniki dziedziczne mają również swoje znaczenie, gdyż dziedziczna odporność na działanie danego metalu może być bardzo zróżnicowana [4, 5].

2. METODYKA BADAŃ

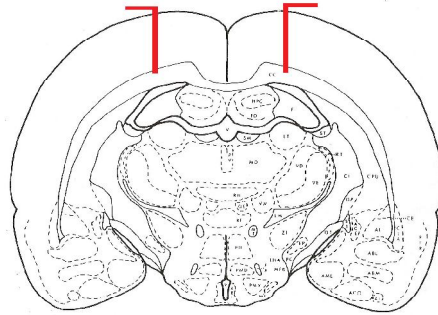
2.1. Implantacja

Badania przeprowadzono na dorosłych samicach szczurzych, szczepu Wistar o masie ciała około 350g. Zwierzęta przebywały w czasie doświadczenia w pomieszczeniach o stałej temperaturze $22^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}$ 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 (druty) do mózgu szczura. 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.



Rys. 1. Głowa szczura w uchwycie stereotaksycznym



Rys. 2. Lokalizacja implantów w mózgowiu

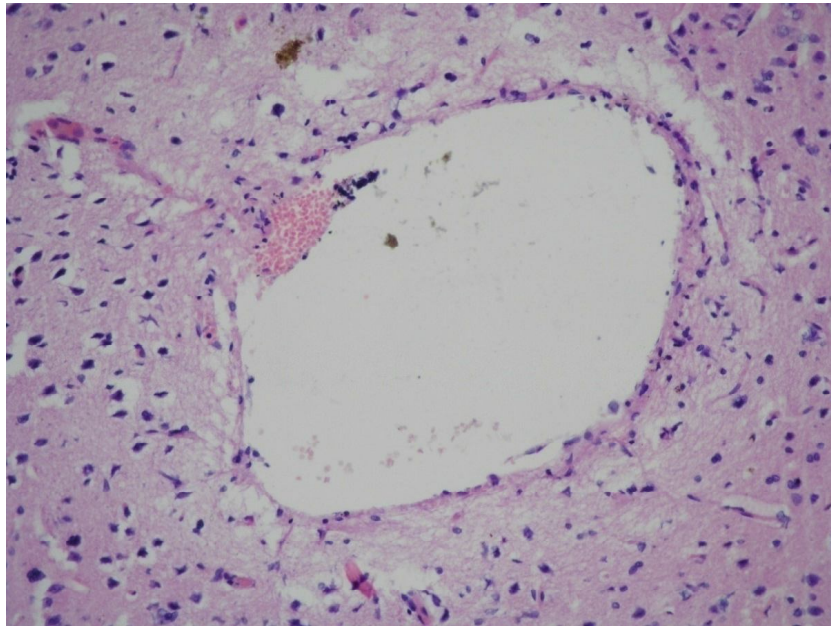
2.2. Badania histopatologiczne

Po 120 dniach od wszczęcia 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 mózgow w płaszczyźnie poziomej starając się uwidocznić miejsca po implantacji. Tak przygotowane mózgowie 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 mózgi zatapiają 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.

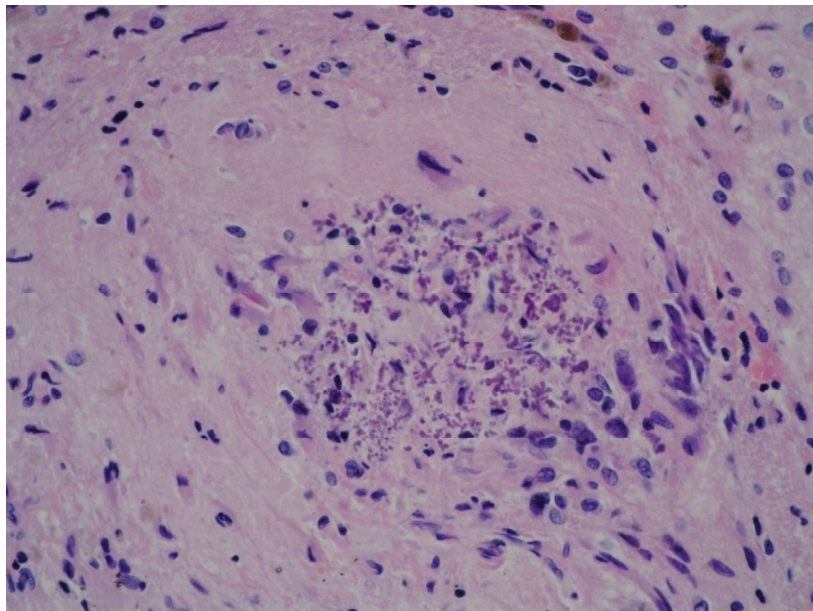
W ocenie mikroskopowej zwracano uwagę na następujące elementy:

- obecność światła po usunięciu 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.

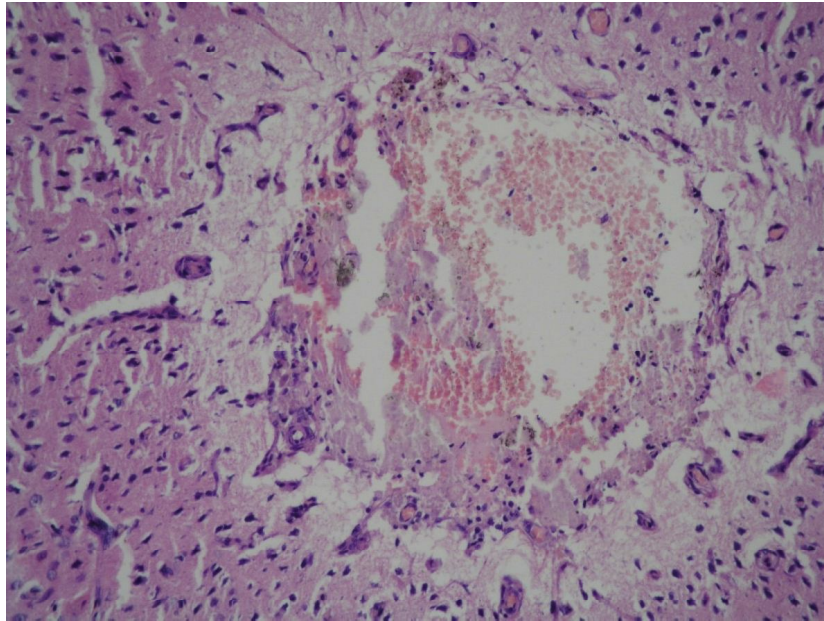
3. WYNIKI BADAŃ



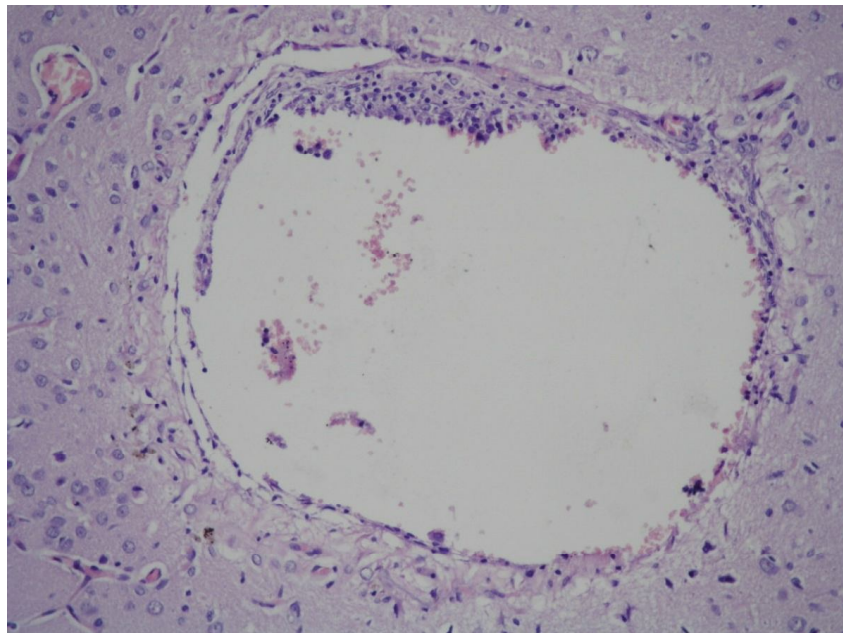
Rys. 3. Tkanka mózgowa, okolica implantu wolframu po 120 dniach - miejsce implantacji otoczone wyraźnym pasem komórek histiocytarnych z nielicznymi leukocytami i drobnymi złożami prawdopodobnie egzogenego materiału. Widoczne zwapnienia i szeroki pas zaniku gleju w otaczającym mózgowiu. Pow. 400x



Rys. 4. Tkanka mózgowa, okolica implantu chromelu po 120 dniach - miejsce implantacji otoczone wąską blizną glejową z pojedynczymi syderofagami. Pow. 400x



Rys. 5. Tkanka mózgowa, okolica implantu molibdenu po 120 dniach - miejsce implantacji otoczone wyraźnym pasem komórek histiocytarnych z nielicznymi leukocytami i drobnymi złogami prawdopodobnie egzogenego materiału. Widoczne zwapnienia i szeroki pas zaniku gleju w otaczającym mózgowiu. Pow. 400x



Rys. 6. Tkanka mózgowa, okolica implantu wolfram-renu20 po 120 dniach - miejsca po implantacji otoczone zasadniczo dość wąską blizną glejową z nielicznymi makrofagami i komórkami leukocytarnymi. Pow. 400x

4. WNIOSKI

Badania histopatologiczne wskazują na zdecydowanie małą szybkość korozji zaimplantowanych materiałów (rys. 3, 4, 5, 6). Zmiany wydają się być raczej wtórne i związane z uszkodzeniami mechanicznymi w trakcie implantacji lub uszkodzeniami nawracającymi związanymi z mechanicznym poruszaniem po zabiegu.

Każdy z materiałów metalicznych – implantów był tolerowany przez okres 120 dni przebywania w organizmie żywym. Dowodzi to możliwości zastosowania implantów wykonanych z badanych materiałów w charakterze elektrod bądź kaniul domózgowych do podawania leków.

LITERATURA

- [1] Ramotowski W.: Polfbc. System stabilizacyjno-manipulacyjny. Warszaw Wydawnictwo DiG, 1994.
- [2] Klotzer W.: Biologische Aspekte der Korrosion. Dtsch Zahnarztl. Z., 40, s. 1141-1145. 1985.
- [3] Szymański A.: Biomineralizacja i biomateriały. Warszawa: PWN, 1991.
- [4] Droszcz W.: Alergia. Warszawa: Wiedza Powszechna, 1986.
- [5] Świerczyńska-Machura D., Kieć-Świerczyńska M., Kręcisz B., Pałczyński C.: Alergia na składowe implantów. Alerg. Astma Immun. 9, 2004.

CHOSEN METALLIC MATERIALS IN PRESENCE OF CEREBRAL TISSUE

Summary. Paper presents the results of histopathological investigations of rats cerebral tissues being in contact with implants of such metals like: molybdenum, tungsten-rhenium 20, chromel and alumel. 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

Tadeusz ZDZIECH Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej w Ustroniu

ANALIZA POŁĄCZENIA PROTETYCZNEGO METAL - CERAMIKA

Streszczenie. Celem pracy jest analiza struktury połączenia pomiędzy materiałem ceramicznym, a podbudową metaliczną, w zależności od obecności, lub braku warstwy oksydacyjnej na powierzchni metalu. W pracy przedstawiono wyniki analiz charakteru połączenia, które zostały przeprowadzone na jednym stopie metalu i jednym materiale ceramicznym o zróżnicowanym przygotowaniu podłoża zalecanym i nie zalecanym przez producenta.

Wyniki badań metalograficznych makrostruktury koron przedstawiono na próbkach za pomocą mikroskopu stereoskopowego w powiększeniach 10x, 200x, 500x. Zmiany stężenia pierwiastków analizowano przy pomocy mikroanalizatora rentgenowskiego Jeol J7, które przeprowadzono na granicy warstw metal-ceramika.[1]

1. WSTĘP

Postęp i osiągnięcia w dziedzinie wiedzy medycznej, inżynierii materiałowej oraz nauk technicznych dotyczących szeroko pojętych problemów zdrowia i życia człowieka wpłynęły na dynamiczny rozwój technologii wykorzystywanej w stomatologii zachowawczej, ortodontcji i protetyce dentystycznej.[2]

Do materiałów, które zrewolucjonowały medycynę, a zwłaszcza stomatologię i technikę dentystyczną, można zaliczyć: ceramikę, metale, polimery, kompozyty.

Na szczególną uwagę zasługują tworzywa ceramiczne i stopy metali mające szerokie zastosowanie w wykonywaniu uzupełnień protetycznych.[3]

Połączenie pozytywnych cech tych dwóch materiałów mających tak odmienne właściwości chemiczno fizyczne pozwoliły otrzymać konstrukcje protetyczną spełniające wymagania estetyczne i wytrzymałościowe.

Mimo coraz nowocześniejszych technik, urządzeń i materiałów służących do wykonania uzupełnień protetycznych stałych, technika metalowo - ceramiczna pozostaje niezawodną, przewidywalną i jeszcze dominującą metodą wykonania różnego rodzaju prac protetycznych, takich jak onlayów, koron, mostów i prac kombinowanych.[4]

Celem pracy jest zbadanie stopnia charakteru połączenia dyfuzyjnego, bądź pseudodyfuzyjnego, pomiędzy metalem i ceramiką, oraz wpływ obróbki powierzchniowej metalu przez piaskowanie tlenkiem glinu Al_2O_3 o gradacji 110 μm i 250 μm , jak również dokonanie podobnych operacji z uwzględnieniem warstwy przejściowej – utlenionej bądź też nie utlenionej.

2. MATERIAŁY CERAMICZNE

Badaniu została poddana ceramika ^{IPS} d. SIGN firmy Ivoclar, która jest fluoroapatytowym-leucytowym szkłem ceramicznym przeznaczonej do napalania na podbudowie metalowej. Materiał ten zachwyca swoją estetyką, a jego ścieralność jest zdecydowanie lepsza niż tradycyjnych materiałów, przez co nie doprowadza do abrazji przeciwstawnych zębów własnych. Kryształki fluoroapatytu będące podstawowym składnikiem materiałów ceramicznych ^{IPS} d. SIGN imitują optyczne właściwości naturalnych zębów. (rys.1)



Rys.1 Ceramika ^{IPS} d. SIGN

3. METODYKA BADAŃ

Badania makroskopowe przygotowano na jednym stopie metalu i jednym materiale ceramicznym o zróżnicowanym przygotowaniu podłoża, zalecanym i nie zalecanym przez producenta.

Próbki do badań przygotowano w następujących grupach:

Grupa 1

1. Odlewanie
2. Piaskowanie (110 μm)
3. Ceramika
4. Badanie

Grupa 2

1. Odlewanie
2. Piaskowanie (110 μm)
3. Utlenianie
4. Ceramika
5. Badanie

Grupa 3

1. Odlewanie
2. Piaskowanie (250 μm)
3. Ceramika
4. Badanie

Grupa 4

1. Odlewanie
2. Piaskowanie (250 μm)
3. Utlenianie
4. Ceramika
5. Badanie

Próbka grupy 2 zawiera etapy przygotowania podłoża zalecany przez producenta, a próbkach grupy 1,3,4 sposób przygotowania podłoża nie zalecany jest przez wytwórcę stopu i porcelany.

Badania za pomocą mikroskopu stereoskopowego zostały przeprowadzona na próbkach grupy 1, 2, 3, 4, a analiza charakteru połączenia zostały przeprowadzona na próbce grupy 1.

4. MATERIAŁY PRZEZNACZONE DO BADAŃ

4.1. Skład chemiczny materiału ceramicznego

Procentowy skład chemiczny proszku ceramiki

Standardowy	Procentowa (%)
SiO ₂	50,0 – 65,0
Al ₂ O ₃	8,0 – 20,0
K ₂ O	7,0 – 13,0
Na ₂ O	4,0 - 12,0
CaO	0,1 – 6,0
P ₂ O ₅	0,0 – 5,0
F	0,1 – 3,0

Właściwości fizyczne ceramiki ^{IPS d. SIGN}

WAK (25 – 510°C) - 12,0 ⁺	- 0,5 10 ⁻⁶ K ⁻¹ m/m
Temperatura mięknięcia	- 510 ⁺ -10 °C
Wytrzymałość na zginanie	- 80 ⁺ - 25 N/mm ²
Rozszerzalność	- 3,8 – 8,9 ng/cm ²
Twardość	- 520 – 599 HV 0,2/30
Siła przyczepności opakera	- 45,5 – 60,6 MPa

Materiały te spełniają normę europejska ISO 9693 i ISO 6872

4. 2. Skład chemiczny stopu

Badaniem poddano materiał metaliczny o symbolu 4all®. (rys. 2)
Jest to stop nieszlachetny niklowo - chromowy o idealnych właściwościach mechanicznych i fizycznych do zastosowania zarówno z tradycyjną ceramiką skaleniową jak i ceramiką niskostopowa.

Skład chemiczny stopu 4all® (%) wagowy

Ni	Cr	Mo	Si	Mn	Al.	C
61,4	25,7	11,0	1,5	<1,0	<1,0	<1,0

Właściwości fizyczne stopu :

- kolor	- metaliczny biały
- gęstość (g/cmm ³)	- 8,4
- temperatura topienia (°C)	- 1260 -1350
- temperatura odlewania (°C)	- 1405 – 1465
- CTE 25-500 (x 10 ⁻⁶ /°C)	- 13,8
- CTE 20-600 (x 10 ⁻⁶ /°C)	- 14,1
- wydłużenie (%)	- 12,0
- moduł elastyczności (Mpa)	- 200.00
- temperatura oksydacji (°C) / minuty / próżnia	- 950 /1/ brak
- twardość w skali Vickersa (po napaleniu)	- 235
- granica plastyczności (wydłużenie 0,2% (Mpa) po napaleniu ceramiki)	- 375

Stop o symbolu 4all® przeznaczony jest do wykonywania:

- koron
- mostów
- wkładów koronowo korzeniowych
- mostów z krótkimi i długimi przęsłami

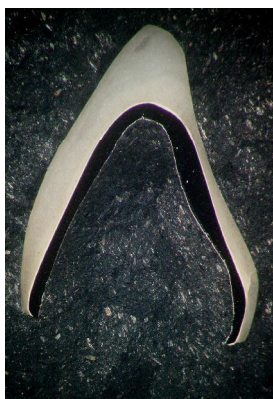


Rys. 2. Materiał fabryczny – stop 4all®

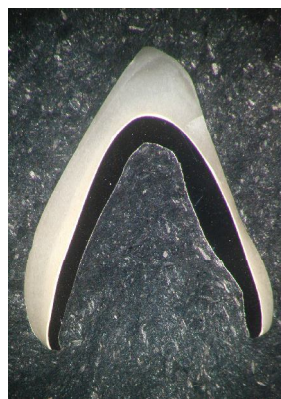
5. WYNIKI BADAŃ

5.1. Wyniki badań metalograficznych makrostruktury

Wyniki badań metalograficznych makrostruktury koron przedstawiono na rys. 3, 4, 5, 6. Obejmują one strukturę materiału metalicznego (podbudowę), jak i ceramikę. Powierzchnie struktur metalu i ceramiki wzajemnie do siebie przylegają, łącząc się zwarcie na całej linii połączenia. Zauważono mikropęknięcie warstw ceramiki, w próbkach nr 1,3,4, które to fazy zostały nałożone na siebie nie zgodnie z zaleceniami producenta. Na próbce 1 i 3 nie pozostawiono po oksydacji warstwy tlenkowej na metalu tak jak zaleca producent. Dodatkowo metal na próbce nr 3 i 4 został wypiaszkowany Al_2O_3 o gradacji $250\ \mu m$., zamiast $120\ \mu m$.(rys.5,6)



Rys. 3. Próbka 1 Stereoskop - 10x



Rys. 4. Próbka 2. Stereoskop 10x



Rys. 5. Próbka 3. Stereoskop 10x



Rys. 6. Próbka 4. Stereoskop 10x

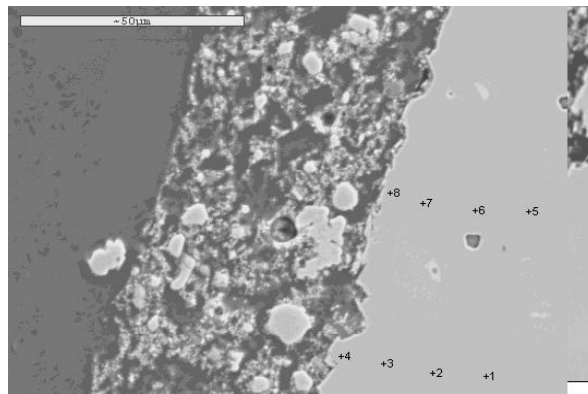
5. 2. Wyniki badań mikroanalizy mikrostruktury

Badanie przeprowadzono na koronach ze stopu nieszlachetnego niklowo-chromowego 4all® i ceramice^{IPS} d. SIGN firmy Ivoclar, który jest fluoroapatytowym-leucytowym szkłem ceramicznym. Rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie metal ceramika zobrazowano na rys.7.

W punktach 1-4 i 5-8 wykonano analizy ilościowe stopu Ni-Cr-Mo. Wykona mikroanaliza RTG wykazuje, że na granicy metal warstwa ceramiki następuje spadek zawartości Cr i wzrost Mo. Liniowa koncentracja poszczególnych pierwiastków zamieszczonych w tabeli 1 przedstawiono na rys. 7, a ich wykresy w tabelach 2 i 3.

Mikroanalizę warstwy opakera ceramiki na granicy stop-ceramika w punktach 1-8 przedstawiono na rys. 8.

Udział procentowy pierwiastków występujący na granicy rozdziału przedstawiony został w tabeli 4, 5, 6.



Rys. 7. Próbka 1 Mikroanaliza warstwy metalu na granicy stop-ceramika. Elektrony wtórne 1000x. Zaznaczone punkty pomiarowe od 1 do 8.

Tabela 1. Rozkład powierzchniowy poszczególnych pierwiastków występujących w warstwie metalu

Pkt pomiarowy	Zn	Ni	Fe	Cr	Ti	Zr	Mo		
1	0,007	61,651	0,089	25,798	0	0	11,699		
2	0,019	62,111	0,06	25,657	0	0,071	10,552		
3	0,031	63,636	0,111	25,5	0	0,1	10,442		
4	0,029	64,7	0,106	21,197	0	0,521	11,199		
5	0	64,501	0,071	25,427	0,021	0	9,915		
6	0	63,669	0,075	25,404	0	0,009	9,943		
7	0	60,373	0,103	26,695	0,037	0,05	12,122		
8	0,055	62,367	0,074	23,457	0,032	0,1	13,357		
Odległość od granicy	Zn	Ni	Fe	Cr	Ti	Zr	Mo		Pkt pomiarowy
4	0,029	64,7	0,106	21,197	0	0,0521	11,199		4
4	0,055	62,367	0,074	23,457	0,032	0,1	13,357		8
14	0,031	63,636	0,111	25,5	0	0,1	10,442		3
14	0	60,373	0,103	26,695	0,037	0,05	12,122		7
24	0,019	62,111	0,06	25,657	0	0,071	10,552		2
24	0	63,669	0,075	25,404	0	0,009	9,943		6
34	0,007	61,651	0,089	25,798	0	0	11,699		1
34	0	64,501	0,071	25,427	0,021	0	9,915		5

Tabela 2. Analiza ilościowa stopu Ni- Cr -Mo na granicy metal – ceramika

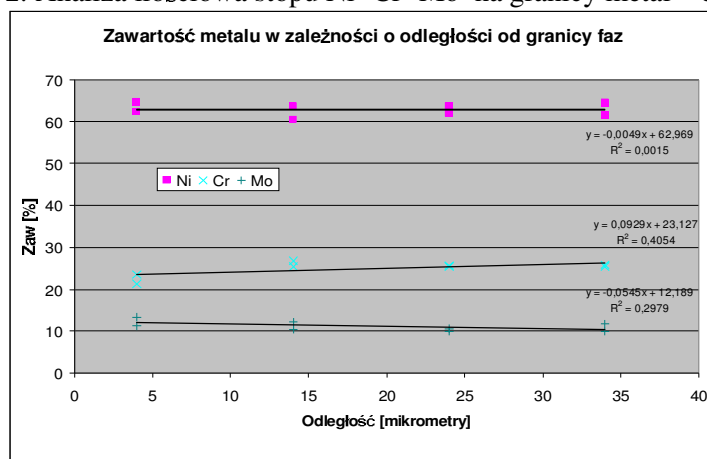
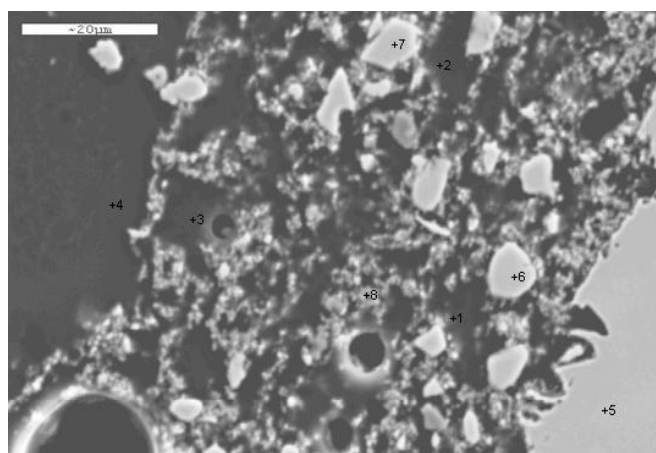
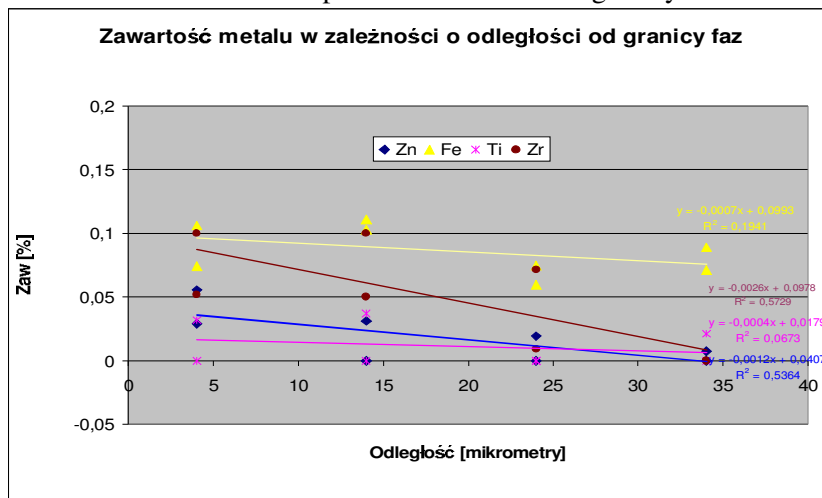


Tabela 3. Analiza ilościowa stopu Zn - Fe - Ti - Zr na granicy metal – ceramika



Rys. 8. Próbką 1. Mikroanaliza warstwy opakera ceramiki na granicy stop-ceramika, punktu 1-8. Elektrony wtórne 1300x.

Tabela 4. Skład procentowy pierwiastków w warstwie opakera.(punkty 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7)

Pierwiastki	Procentowa zawartość punkt nr 1	Procentowa zawartość punkt nr 2	Procentowa zawartość punkt nr 3	Procentowa zawartość punktu nr 4	Procentowa zawartość punktu nr 5.	Procentowa zawartość punktu nr 6	Procentowa zawartość punktu nr 7
V	47.049	52.118	46.876	49.867	0.000	26.188	48.608
Na	1.625	2.401	1.926	1.691	0.059	0.000	1.935
Al.	7.955	6.986	8.064	6.388	0.021	0.042	4.217
Si	29.654	6.920	27.936	31.747	0.907	0.782	18.074
Ba	1.257	1.324	1.385	2.001	0.007	0.008	0.914
Ca	2.107	1.717	1.613	1.063	0.004	0.065	0.920
K	5.169	5.125	5.480	3.843	0.027	0.214	3.247
Zr	0.574	6.869	0.947	0.754	0.028	69.470	32.967
Cr	0.028	0.044	0.000	0.001	25.451	0.030	0.052
Fe	0.283	0.078	0.043	0.000	0.058	0.025	0/015
Ni	0.122	0.055	0.044	0.007	64.603	0.088	0.114
Zn	0.188	0.193	0.192	2.709	0.000	0.045	0.328

6. WNIOSKI

- a) Gwarancją dobrego połączenia metal ceramika jest prawidłowo przeprowadzony proces technologiczny zalecany przez producenta.
- b) Wyniki badań makrostruktury pokazał na negatywny wpływ zbyt dużej wielkości gradacji (250 μm) obróbki powierzchni metalu przez piaskowanie tlenkiem glinu Al_2O_3 na ceramikę (popękanie).
- c) Badania za pomocą mikroskopu rentgenowskiego pozwoliła zaobserwować zmianę stężeń liniowych pierwiastków na granicy połączenia metal Ceramika. [2]
- d) Wyniki badań mikrostruktury wskazują na pseudodyfuzyjny charakter połączenia metal-ceramika.

LITERATURA

- [1] Cebula Dorota, Jerzy Wideoman: Badania Metalurgiczne Preparatyka i metody obserwacji Warszawa 1999.
- [2] Hajduga M., Królikowski Z.: Metaloznawstwo metali - przewodnik metodyczny do ćwiczeń laboratoryjnych, Uniwersytet Śląski Katowice 1978.
- [3] Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych, SZ-W, Kraków 1998
- [4] Włosiński W.: Połączenia ceramiczno – metalowe, PWN Warszawa 1984.

THE ANALYSIS OF A STRUCTURAL PROSTHETIC CONNECTION CERAMICS – METAL

Summary. The aim of the work is an analysis of connection structure between a ceramic material and a metallic substructure depending on presence or lack of an oxidised layer on the metal surface and the class of metal treatment by aluminium oxide which were conducted on one metal alloy and one ceramic material with various preparation of a base which was and was not recommended by the producer.

Results of metallographic researches of heads macrostructure were recorded on samples for analysis which were gained with the use of a stereoscopic microscope with a magnification of 10x, 200x, 500x. Changes of chemical elements concentration were analyzed by a rentgenographic microanalyzer Jeol J7 which was recorded on the border of metal-ceramics layers [1].

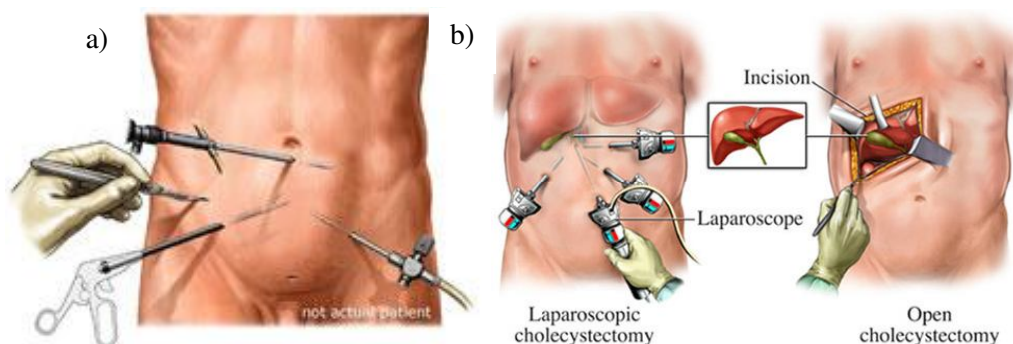
Grzegorz ILEWICZ, Zakład Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska

SYNTEZA STAŁOPUNKTOWEGO MECHANIZMU ROBOTA MEDYCZNEGO DLA POTRZEB CHIRURGII MINIMALNEGO URAZU

Streszczenie. W pracy przedstawiono rozwiązania konstrukcyjne telemanipulatorów kardiochirurgicznych stosowanych w chirurgii minimalnego urazu. Szczególną uwagę skierowano na rozważa dotyczące implementacji mechanizmów równoległowodowych zapewniających stałopunktowość kinematyczną z punktem stałym umiejscowionym poza ramieniem robota. Zaproponowano wprowadzenie modyfikacji w geometrii łańcucha kinematycznego telemanipulatora oraz zwiększenie ruchliwości w celu rozszerzenia możliwości operacyjnych podczas wykonywania procedur minimalnie inwazyjnych.

1. WSTĘP

Chirurgia przez „dziurkę od klucza”, jak potocznie określa się postępowanie chirurgiczne, którego efektem jest likwidacja tkanek patologicznych przy minimalnym urazie tych chorobowo niezmienionych, stała się powszechną formą przeprowadzania zabiegów chirurgicznych na organizmie człowieka [3,4,5]. Ten sposób postępowania operacyjnego – w wielu procedurach będący na dzień dzisiejszy złotym standardem – wymaga wykorzystywania specjalistycznego instrumentarium w postaci narzędzi endoskopowych i endoskopowej kamery przenoszącej obraz z wnętrza operowanego ciała na panel obserwowany przez zespół operacyjny [3,4,5].

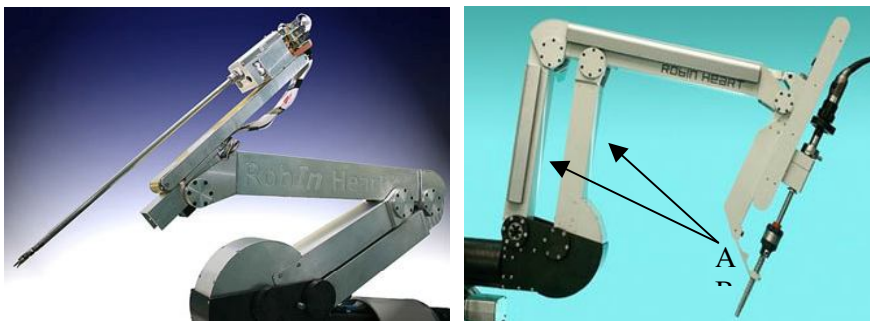


Rys.1. a) laparoscopia - minimalnie inwazyjna operacja jamy brzusznej z użyciem standardowego instrumentarium endoskopowego b) cholecystektomia – usunięcie woreczka żółciowego w sposób klasyczny i minimalnie inwazyjny [8]

Wykorzystywane w tego typu zabiegach małoinwazyjne narzędzia mogą być pozycjonowane w sposób bezpośredni – dłonią chirurga lub z wykorzystaniem systemów chirurgicznych o postaci teleoperatorów, których przykładem mogą być komercyjne systemy **Aesop**, **Zeus**, **Da Vinci** (rys.2) oraz grupa polskich prototypowych konstrukcji **Robin Heart** (rys.3) [4,5].



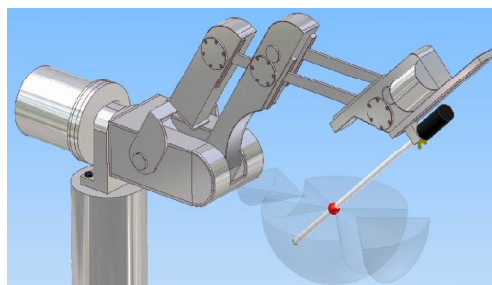
Rys.2. Systemy chirurgiczne Aesop, Zeus, Da Vinci [9,10,11]



Rys.3. System chirurgiczny Robin Heart 1, Vision [4]

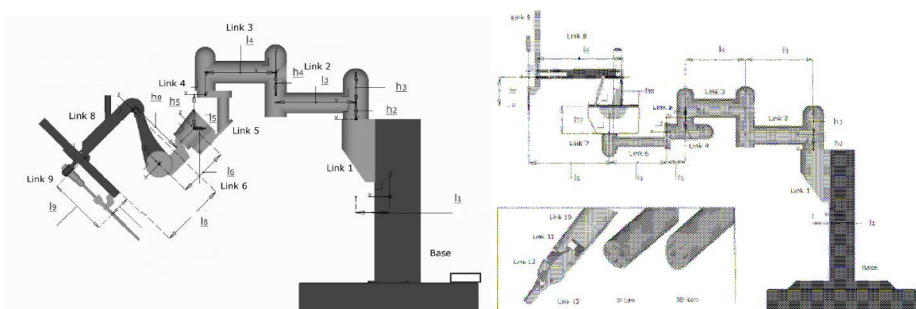
2. MECHANIZM RÓWNOLEGŁOWODOWY

Jednym z podstawowych mechanizmów stosowanych w telemanipulatorach medycznych jest mechanizm równoległowodowy. Rozwiązanie konstrukcyjne takiej postaci jest wykorzystywane w celu zapewnienia stałopunktowości kinematycznej z punktem stałym umiejscowionym poza ramieniem robota (rys.4)



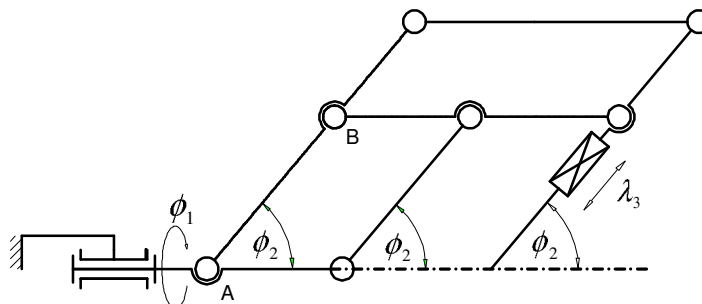
Rys.4. Wirtualny model ramienia telemanipulatora z zaimplementowanym mechanizmem równoległowodowym z zaznaczeniem punktu stałego i przestrzeni roboczej o charakterze sferycznym [1]

Stosowanie tego typu rozwiązania konstrukcyjnego warunkuje kształt przestrzeni roboczej, która ma charakter sferyczny (rys.4) o środku w punkcie stałym i zmiennym promieniu czego efektem jest ruch prostoliniowy narzędzia w trzecim stopniu swobody [1,2] – w obrębie pary kinematycznej, postępowej piątej klasy. Mechanizm tego rodzaju został zastosowany w najpowszechniej stosowanym klinicznie telemanipulatorze medycznym da Vinci (rys.5)



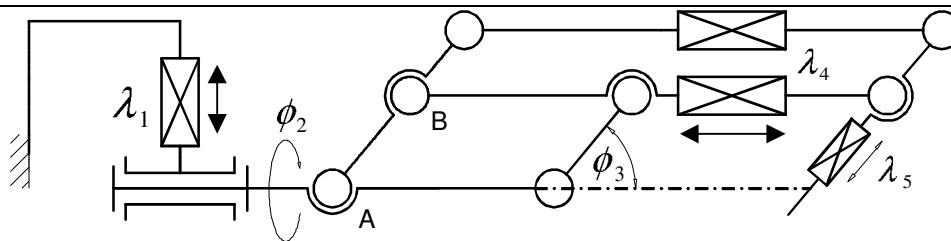
Rys.5. System chirurgiczny da Vinci z mechanizmem stałopunktowym stosowanym do pozycjonowania endoskopowej kamery i multiswabodnego endoskopowego narzędzia [6]

Konstrukcja równoległowodowa jest również integralną częścią Polskiego telemanipulatora kardiochirurgicznego Robin Heart. Podstawowe stopnie swobody zapewniające możliwość operacji minimalnie inwazyjnej (po przejściu narzędzia przez port w ciele pacjenta) zostały przedstawione na schemacie 6.



Rys.6. Schemat układu kinematycznego ramienia telemanipulatora kardiochirurgicznego

Ruchliwość rzeczywista mechanizmu pokazanego na rysunku 6 wynosi $R=3$ (ruchliwość teoretyczna obliczana typowymi formułami jest ujemna, a więc mechanizm zalicza się do grupy mechanizmów nieracjonalnych [7]). Układ kinematyczny (rys.6) może wykonywać dwa obroty o kąty ϕ_1 i ϕ_2 w obrębie par kinematycznych rotacyjnych piątej klasy i jeden ruch prostoliniowy w obrębi pary postępowej o długość λ_3 . W celu zwiększenia możliwości operacyjnych struktury telemanipulatora zaproponowano zwiększenie stopni swobody do 5-ciu co zostało zaprezentowane na rysunku 7. Takie podejście umożliwia dynamiczną zmianę położenia punktu stałego o wartość λ_4 (rys.7) bez konieczności przemieszczania całego ramienia telemanipulatora podczas przeprowadzanej operacji na organizmie człowieka. Dodatkowo celowym wydaje się ograniczenie długości cięgien równoległowodu (na rys. 6,7 cięgno AB) ze względu na zmniejszenie masy układu ramienia robota oraz zmniejszenie odległości środków mas segmentów ramienia od osi stopni swobody wokół których wykonywane są obroty konstrukcji.



Rys.7. Schemat układu kinematycznego ramienia telemanipulatora kardiochirurgicznego ze zmodyfikowaną geometrią cięgien równoległowodu i zwiększoną ruchliwością

Zmniejszenie długości cięgien równoległowodu (na rys.3 profile rurowe AB ramienia Robin Heart) spowoduje zmniejszenie wartości sił bezwładności pojawiających się podczas ruchów obrotowych ramienia telemanipulatora, co w rezultacie może doprowadzić do minimalizacji drgań końcówki operacyjnej.

LITERATURA

- [1] Ilewicz G.: Kształtowanie geometrii mechanizmu stałopunktowego w celu zwiększenia możliwości operacyjnych telemanipulatora kardiochirurgicznego. Postępy Technologii Biomedycznych 2007 pp. 355-364
- [2] Ilewicz G, Tejszerska D., Nawrat. Z.: Modelling of endoscopic camera teleoperator. BioMedTech Silesia 2006
- [3] Kaska Ł., Śledziński Z., Kobiela J., Makarewicz W., Stefaniak T.: Porównanie jakości życia po operacjach laparoskopowych i klasycznych. Wideochirurgia i inne techniki małoinwazyjne 2006; 2: 77-86
- [4] Nawrat Z. (red.): Roboty Medyczne. Zabrze 2007
- [5] Nawrat Z. (red.): Postępy Technologii Biomedycznych. Zabrze 2007
- [6] Sun L., Van Meer F., Yan Bailly, Kwong Yeung C.: Design and Development of a Da Vinci Surgical System Simulator. Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation
- [7] Wojnarowski J., Uhl T.(red.): Teoria maszyn i mechanizmów. Kraków 2004
- [8] www.greatrivermc.com/minimally_invasive.htm (27.04.2008)
- [9] www.smallcapreview.com/ (27.04.2008)
- [10] www.technovelgy.com/ct/Science-Fiction-News.asp?NewsNum=227 (27.04.2008)
- [11] www.aahs.org/news/rhrn/images/davincis_robot.jpg (27.04.2008)

SYNTHESIS OF CONSTANT POINT MECHANISM OF MEDICAL ROBOT FOR NEEDS OF MINIMALLY INVASIVE SURGERY

Summary. Constructions of cardiosurgical telemanipulators applied in minimally invasive surgery are presented in this paper. Special attention was aimed on considerations relating implementations of parallel mechanisms which realize constant point kinematics with a constant point positioned outside the robot's arm. Modifications of geometry of telemanipulator kinematic chain and enlargement of mobility in order to increase surgical possibility during minimally invasive procedures are proposed in this paper.

Karol KACZMARSKI, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

KONCEPCJA SYSTEMU KOMPUTEROWEGO NADZORUJĄCEGO APARATURĘ MEDYCZNĄ ZNAJDUJĄCĄ SIĘ NA SALI OPERACYJNEJ

Streszczenie. W ciągu kilku lat wygląd sali operacyjnej uległ diametralnym zmianom. Zauważyć można je głównie w pojawieniu się wielu urządzeń, które otaczające chirurga powodują ograniczenie i tak małej przestrzeni na sali operacyjnej. Także dostęp do tych urządzeń jest ograniczony, a praca chirurga jest uzależniona od informacji o wskazaniach urządzeń, które są przekazywane od poszczególnych członków zespołu.

W celu polepszenia wydajności pracy, ergonomii i zapewnienia kontroli nad aparaturą, opracowana została koncepcja stworzenia systemu komputerowego. Dzięki systemowi personel medyczny na jednym monitorze może przeglądać wyniki badań oraz sterować urządzeniami takimi jak stół czy lampa operacyjna.

1. WSTĘP

Nagromadzenie wielu urządzeń w sali operacyjnej, umieszczonych na kolumnach anestezjologicznych czy chirurgicznych, których głównym celem jest ułatwienie pracy personelowi medycznemu, a przede wszystkim zapewnieniu odpowiedniego nadzoru nad bezpieczeństwem pacjentów, skutkuje pojawieniem się dużej ilości przewodów oraz kilku monitorów (do kamery śródoperacyjnej oraz do przeglądania wyników badań). To nagromadzenie urządzeń w jednym miejscu niesie za sobą konieczność ich nadzorowania przez doświadczony personel, czyli na salę konieczne jest wprowadzenie kolejnych osób asystujących. Powoduje to zatłoczenie i tak małej przestrzeni wokół stołu operacyjnego.

Praca poszczególnych członków zespołu oraz chirurga jest ściśle uzależniona od przepływu informacji między nimi. Przekazywane informacje o wskazaniach urządzeń, danych pacjenta oraz wynikach badań w odpowiedniej formie i czasie, są kluczem do powodzenia i skrócenie czasu zabiegu, a nawet operacji. Często bywa tak, że personel chcąc zmienić w danym momencie położenie blatu stołu operacyjnego czy zmienić intensywność świecenia lamp operacyjnych zmuszony jest do poszukiwania oddzielnych do tego celu pilotów. Wykracza to poza wszelkie zasady ergonomii czy efektywności.

W celu polepszenia wydajności pracy, zwiększenia ergonomii i zapewnienia kontroli nad aparaturą znajdującą się w sali operacyjnej, została opracowana koncepcja stworzenia systemu komputerowego integrującego aparaturę wykorzystywaną na sali operacyjnej. Przedstawianie interesujących parametrów oraz sterowanie urządzeniami z jednego centralnego miejsca (główny monitor) poprzez jedną osobę, spowoduje że personel medyczny w trakcie zabiegu będzie mógł skupić się na pacjencie.

Kolejną założoną cechą systemu jest umożliwienie chirurgowi czy asystującemu personelowi, na tym samym centralnym monitorze, przeglądać wyniki badań pochodzących z pracowni diagnostyki obrazowej, obserwować obraz z kamery śródoperacyjnej oraz

jednoczesne monitorować wskazania z aparatów medycznych. Opisywany system nie tylko ma służyć monitorowaniu na bieżąco wskazań urządzeń, przewidziana została również możliwość rejestracji zdarzeń poprzez ciągły zapis zrzutów ekranu oraz przekazywanie obrazu na inny monitor znajdujący się poza salą operacyjną.

2. KOMPUTEROWY SYSTEM

2.1. Dlaczego powstała koncepcja systemu?

O nowoczesności sali operacyjnej nie decyduje wykorzystanie najnowocześniejszego sprzętu medycznego czy stosowanie biomateriałów wysokiej jakości. Duże znaczenie ma wprowadzenie nowatorskich algorytmów oraz procedur chirurgicznych, które dzięki połączeniu z nową technologią medyczną daje możliwość stworzenia hybrydowej sali operacyjnej.

Mówiąc o hybrydowej sali operacyjnej mamy na myśli miejsce pracy zespołu operacyjnego. Aby w niej praca była w pełni efektywna przyjmuje się główne zasady organizacyjne:

- urządzenia medyczne przedstawiają parametry funkcji życiowych jako czytelne i zrozumiałe wartości,
- zabieg czy operacja powinna być przeprowadzona w najkrótszym możliwym czasie przy wykorzystaniu nowych technologii medycznych,
- rozmieszczenie urządzeń powinno spełniać zasady ergonomii,
- czas przekazywanych informacji medycznych powinien być jak najkrótszy i nie powinien znacząco wpływać na przedłużenie zabiegu.

Mimo powyższych zasad często napotyka się odstępstwa od teoretycznych założeń. Są one spowodowane między innymi trudnością dostępu do poszczególnych urządzeń przez operatorów, niewystarczającą prezentacją wyników, parametrów, nastawów urządzeń (rozproszenie interfejsów urządzeń), utrudnioną komunikacją z personelem pomocniczym szpitala. Czasem napotkać można anestezjologa w trakcie zabiegu znieczulania pacjenta odwróconego plecami do monitora czynności życiowych, z powodu nieprawidłowego rozmieszczenia kolumn chirurgicznych, anestezjologicznych. Chcąc w tym czasie uzyskać informacji dotyczących wskazań monitora zmuszony jest do odwrócenia się, lub zwrócenia się o pomoc do innej osoby znajdującej się na sali.

W tradycyjnych rozwiązaniach sterowanie urządzeniami znajdujących się na sali odbywa się poprzez panele sterujące lub piloty. Zazwyczaj połączone są one między sobą przewodami, które w trakcie pracy często ulegają skręceniu, co powoduje trudności w jego użyciu, jak również zagrożenie uszkodzenia przewodu i utracenie kontroli z danym urządzeniem.

Nowsze rozwiązania sterowania urządzeniem wykorzystują piloty bezprzewodowe jednak ich gabaryty są dość duże. Skutkiem tego praca ich staje się w większym stopniu zależna od pozostałych członków zespołu. Trudności te często powodują rozproszenie uwagi, przedłużanie czasu zabiegu operacyjnego *etc.*

Wspominając wcześniej o trudności z dostępem do urządzenia należy podkreślić problem, jaki może wystąpić podczas zmiany natężenia oświetlenia oraz ogniskowej lampy operacyjnej. Zmiany te oczywiście możliwe są poprzez przyciski umieszczone na ramie lampy albo na panelu znajdującym się na ścianie. Lampa często ustawiona jest w takiej pozycji, która oddala przyciski sterujące od osoby obsługującej. Osoba chcąc zmienić oświetlenie zmuszona jest wtedy do sięgania do lampy lub musi obejść stół, aby dotrzeć do tych przycisków. W konsekwencji tego zachwiana zostaje zasada ergonomii. Aby w pewnym

stopniu wyeliminować powyższe wymienione problemy powstała koncepcja opracowania systemu.

Do głównych zadań systemu należą:

- integracja pracy urządzeń,
- sterowanie podstawowymi parametrami urządzeń z jednego miejsca,
- możliwość zapisu danych na zewnętrznych nośnikach,
- dostęp do danych wyników badań,
- komunikacja w celu zewnętrznej konsultacji.

Na rynku wielu producentów oferuje swoje rozwiązania systemów zintegrowanych sal operacyjnych. Zazwyczaj są one bardzo drogie i współpracują z dedykowanymi urządzeniami produkowanymi przez tegoż producenta. W tych systemach brak jest możliwości dostosowania do urządzeń, które posiada dany szpital.

Koncepcja systemu, którą przedstawia artykuł jest opracowany specjalnie do konkretnej sali, czyli do konkretnych znajdujących się tam urządzeń. Początkowo projekt miał skupiać się na paru funkcji takich jak: sterowanie ustawieniem blatu stołu operacyjnego, projekcja obrazu z kamery śródoperacyjnej, dostęp do wyników badań z pracowni diagnostyki obrazowej oraz sterowanie natężeniem światła pochodzącego z lampy operacyjnej. W trakcie projektowania założonych funkcji systemu, powstała koncepcja jego rozbudowy o dodatkowe funkcje komunikacji tele-wideokonferencyjnej wykorzystując łączność telefonii komórkowej oraz o możliwość ciągłego lub częściowego zapisu monitorowanego zabiegu czy operacji. Zapisane dane mogą posłużyć do późniejszych celów dydaktycznych lub jako dokumentacja medyczna.

2.2. Budowa systemu

Na system składają się trzy części:

- komputer centralny z wbudowanym panelem dotykowym,
- część sterowników/przetworników elektronicznych,
- oprogramowanie sterującego.

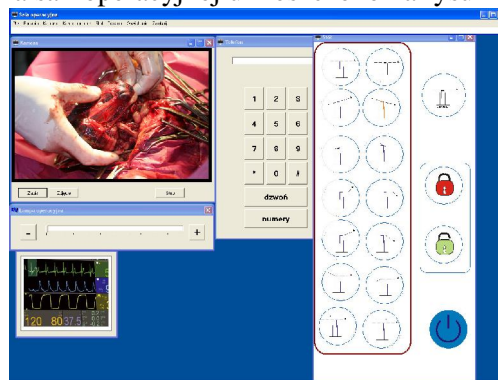
Jako centralny komputer wykorzystany został komputer medyczny z panelem LCD dotykowym. Miejscem docelowym przewidzianym do zamontowania komputera centralnego jest podwieszana kolumna znajdująca się w części sterylnej przy stole operacyjnym. Oczywiście sam komputer jest bezużyteczny bez odpowiedniego oprogramowania sterującego. W tym celu został opracowany wstępny program sterujący. Program działa pod platformą Windows i jest typową aplikacją okienkową składająca się z niezależnych od siebie modułów, co daje w przyszłości możliwość rozbudowy programu o kolejne nowe moduły. Każdy moduł odpowiada za obsługę innego urządzenia. Korelacja między urządzeniami peryferyjnymi a centralnym komputerem sterującym schematycznie pokazano na rysunku 1. By nie wprowadzić i dezorientować użytkownika przewidziano realny wygląd interfejsów emulujących konkretne urządzenie. Urządzenia zewnętrzne z jednostką sterującą połączone zostaną poprzez układy elektroniczne (komunikację szeregową RS232) lub jak w przypadku stołu operacyjnego sterowanie odbywać będzie się drogą bezprzewodową wykorzystując transmisję IRD.

System nie tylko ma przynieść korzyści zespołowi operacyjnemu, jakimi są: lepsza kontrola, komunikacja i ergonomia pracy w sali operacyjnej, ale także ma przynieść korzyści pacjentowi - poświęcenie mu większej uwagi oraz szybkie i precyzyjne przeprowadzenie zabiegu.



Rys. 1. Schemat współpracy systemu z urządzeniami zewnętrznymi

Wstępny wygląd kilku modułów programu sterującego odpowiedzialnych za obsługę konkretnego urządzenia na sali operacyjnej umieszczono na rysunku 2.



Rys.2. Interfejs użytkownika

LITERATURA

- [1] Borkowski R.: Zintegrowana sala operacyjna. Menedżer zdrowia, 6/2007, Poznań, s.74.

THE NEW CONCEPT OF COMPUTER SYSTEM TO CONTROL MEDICAL APPARATUS EQUIPMENT IN THE OPERATING ROOM

Summary. The image of operating room has been changed in the last years. These changes are exposing in appearance of many medical devices. The devices surround the surgeon and diminish space of operating room. The surgeon work depends on information about variable devices, which are pass over medical staff.

In order to improve the efficient, ergonomic and control features of medical devices the scheme of concept of computer system has been proposed. This system enables medical staff to watch the result of examination and control medical equipment.

Edyta KANIA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice,
Agnieszka GŁOWACKA - KWIECIEN, **Katarzyna JOCHYMCZYK**, **Paweł JURECZKO**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

BADANIA DOŚWIADCZALNE CHODU DZIECI ZDROWYCH*

Streszczenie. Niniejszy artykuł zawiera opis zastosowanej metody analizy chodu dzieci zdrowych oraz przykład uzyskanych wyników dla jednego z nich. Celem pracy jest wyznaczenie wzorca chodu dzieci zdrowych, stanowiących grupę porównawczą dla wyników badania chodu dzieci z guzami mózgu. Badania realizowane są w Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach - Ligocie.

1. WSTĘP

Choroby układu mięśniowo – szkieletowego i nerwowego oraz choroby cywilizacyjne (otyłość, cukrzyca) to w dzisiejszych czasach schorzenia doskwierające nie tylko osobom dorosłym, ale i ogromnej liczbie dzieci. Powodują one stany patologiczne oraz dysfunkcje narządów ruchu człowieka, a to wpływa między innymi na wydajność i jakość chodu [1].

Aby zapobiec i zminimalizować to zjawisko niezbędna staje się ilościowa, obiektywna analiza chodu. Obiektywna analiza chodu nie tylko pomaga w stwierdzeniu patologii chodu, ale przede wszystkim pomaga w ustaleniu przyczyn nieprawidłowości oraz pozwala na indywidualne i trafne dobranie programu rehabilitacyjnego pacjentów, który w przyszłości na pewno będzie skutkować lepszymi wynikami usprawniania pacjentów.

„Chód jest jedną z ważniejszych funkcji człowieka, która jest jego charakterystyczną cechą osobniczą [11]”. Jest to jedna z pierwszych czynności ruchowych, jaką opanowuje człowiek i właśnie dlatego stanowi podłoże merytoryczne dla następnych czynności ruchowych [2]. Prawidłowy rozwój chodu możliwy jest dzięki zintegrowanemu działaniu dwóch układów mięśniowo – szkieletowego i stałej kontroli pochodzącej z układu nerwowego, przy zapewnieniu minimalnego nakładu energetycznego [3].

Dla dziecka chód jest trudnym zadaniem ruchowym, jednak gdy się go nauczy, staje się czynnością prawie automatyczną [3][4]. Ogólnie przyjmuje się, że ukształtowany, dojrzały chód posiada dziecko w wieku siedmiu lat [2]. Zatem człowiek potrzebuje sześć lat na uformowanie dwunożnej lokomocji. Jest to długi okres, który spowodowany jest trudnością w połączeniu dwóch ważnych czynników związanych z motoryką człowieka: utrzymania równowagi w pozycji pionowej oraz skoordynowania ruchu, który pozwala na przemieszczenie [2]. W procesie wzrastania i rozwoju osobniczego zmianie podlegają wymiary dziecka, proporcje i masa ciała co wpływa na wzorec ruchu i mięśni [5].

* Pracę wykonano pod kierunkiem opiekuna naukowego – prof. dr hab. inż. Dagmary Tejszerskiej

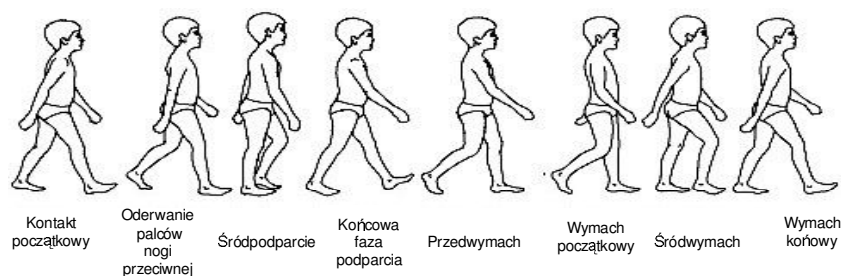
2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest wyznaczenie normy chodu dzieci zdrowych. Do normy tej porównywane będą wyniki badania chodu dzieci z guzami mózgu, które realizowane są w Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach - Ligocie. Zagadnienie to jest bardzo istotne, ponieważ za pomocą ilościowej analizy chodu porównuje się wybrane parametry kinematyczne i kinetyczne chodu, do poprzednich wyników tej samej osoby lub w odniesieniu do grupy porównawczej [3]. Precyzyjne i wiarygodne wyznaczenie norm jest szczególnie ważne w przypadku dzieci, gdyż wiadomo, że rozwój funkcji ruchowych związany jest z ich rozwojem. W pierwszej kolejności dynamicznemu wzrostowi ulegają wymiary i masa ciała [5]. Proporcje ciała dziecka zmieniają się proporcjonalnie z wiekiem i różnią się od proporcji ciała osób dorosłych [5]. W artykule zamieszczono metodykę badań doświadczalnych chodu oraz przykładowe wyniki uzyskane dla zdrowego dziecka. W swoim zakresie praca obejmuje przebadanie grupy porównawczej dzieci, a następnie za pomocą metod statystycznych wyznaczenie normy oraz korelacji pomiędzy wiekiem, wagą, wzrostem oraz parametrami chodu.

3. BADANIE CHODU DZIECI

Ilościowa, obiektywna analiza chodu w praktyce klinicznej znajduje coraz szersze zastosowanie. Polega ona na pomiarze, opisie i interpretacji wielkości charakteryzujących lokomocję [3]. Jednakże do ich wyznaczenia potrzebny jest nowoczesny sprzęt optoelektroniczny, wyposażony w stanowisko komputerowe umożliwiające analizę uzyskanych pomiarów.

Jako podstawową jednostkę funkcjonalną do standardowej oceny chodu przyjmuje się cykl chodu, a jest to okres między kontaktem z podłożem jednej kończyny do momentu ponownego zetknięcia się tej samej kończyny z podłożem. Wyznaczenie jakichkolwiek charakterystyk odnosi się do cyklu chodu, którego schemat pokazany został na rys. 1 [10].



60% Faza podporowa			40% Faza wymachowa
10%	40%	10%	40%
Faza podwójnego podporu	Faza pojedynczego podporu pkd	Faza podwójnego podporu	Faza pojedynczego podporu lkd
Długość kroku lkd		Długość kroku	
Długość cyklu chodu			

Rys. 1. Schemat cyklu chodu zdrowego człowieka [6]

Za pomocą ilościowej analizy chodu można wyznaczyć następujące parametry:

- czasowo-przestrzenne: prędkość chodu, długość kroków, częstość kroków,
- kinematyczne: trajektorie wybranych punktów ciała pacjenta w przestrzeni podczas chodu, kątów pomiędzy segmentami ciała w stawach, prędkości i przyspieszeń.
- kinetyczne: siły i momenty sił występujące podczas chodu [5, 7]

3.1. Zastosowany sprzęt do trójplaskczyznowej analizy ruchu

Pomiar parametrów kinematycznych i kinetycznych wykonano przy pomocy systemu do trójplaskczyznowej analizy ruchu BTS Smart. Dane rejestrowane były za pomocą sześciu kamer cyfrowych i próbkowane z częstotliwością 250 Hz. System wyposażony był również w platformę dynamometryczną służącą do pomiaru sił reakcji podłoża.

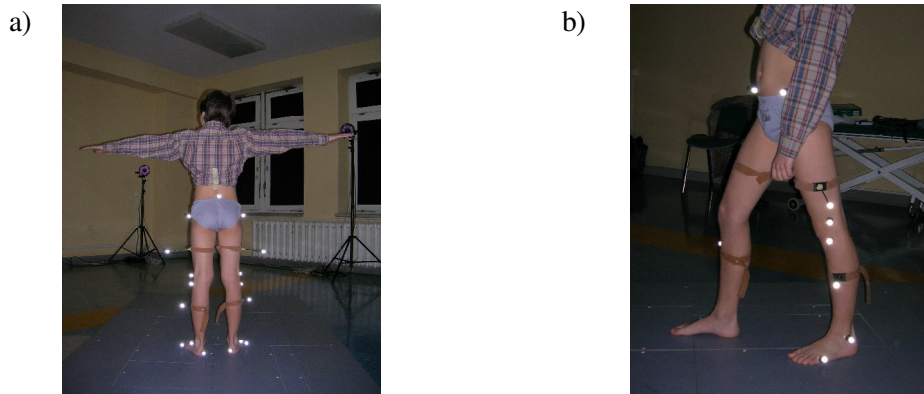
Każda z kamer wyposażona jest w lampy wysyłające promienie podczerwone w kierunku pasywnych markerów, które umieszczone są w charakterystycznych, antropometrycznych punktach ciała człowieka. Markery te, pokryte są wysoce odbłaskowym materiałem, dzięki któremu padające promienie podczerwone są odbijane, wyznaczając tym samym trajektorie ruchu rejestrowane przez kamery, a następnie kierowane do komputera.



Rys. 2. Laboratorium do przeprowadzania badań

3.2. Przygotowanie pacjentów do badania

Przed przystąpieniem do badania wykonywane były niezbędne pomiary antropometryczne pacjentów, a wśród nich: wzrost, masa ciała, szerokość miednicy, głębokość miednicy, średnica kolana, długość kończyn dolnych. Następnie na badanego naklejano specjalne markery. Na rys. 3 przedstawiono badaną osobę z naklejonymi markerami.



Rys.3. Widok badanej osoby, a) widok od tyłu, b) widok z boku

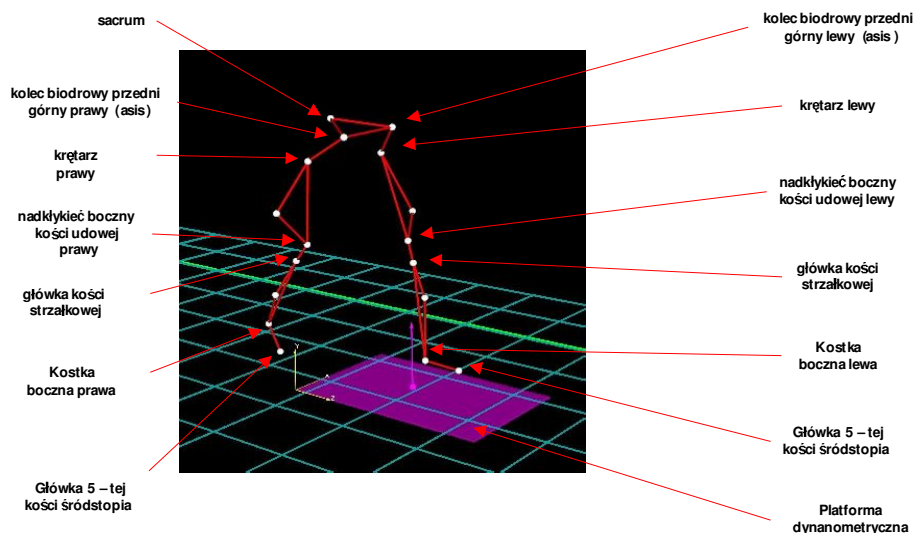
Nawet gdy, charakterystyczne punkty antropometryczne są jasno określone, to ich identyfikacja może okazać się zawodna, ponieważ pojawiające się zakłócenia mają wpływ na uzyskiwane wyniki. Przyczyną tych zakłóceń są: ruch tkanki miękkiej, drgania markerów, jak również samo badanie dzieci sprawia, że mali pacjenci niecierpliwą się podczas nalepiania znaczników i same je zdejmują [6].

Błędne umieszczenie markerów jest prawdopodobnie jednym z najważniejszych czynników wpływających na zmienność pomiarów we współczesnej klinicznej analizie chodu. Po części może to być sprawa odpowiednio przeszkolonych pracowników, ale również warunki fizyczne indywidualnych pacjentów, u których występuje różna grubość tłuszczu podskórnego, co bardzo utrudnia palpację, a w związku z tym, złe odnalezienie antropometrycznych punktów ciała [8].

Zatem proponuje się, aby przy badaniach klinicznych w laboratoriach analizy chodu grupa pacjentów do badania przygotowywana była przez tę samą osobę (bądź osoby). Badania pokazują, że dla tych samych osób, ale przygotowanych do badania przez różnych pracowników, wyniki nieznacznie, ale różnią się [9]. Ponieważ okazuje się, że istniejące normy są zawyżane lub zaniżane, dlatego ważne jest, aby każde laboratorium posiadało własne wzorce chodu z dużym zróżnicowaniem wiekowym.

3.3. Trójwymiarowa analiza ruchu

Za pomocą kamer cyfrowych rejestrowane jest 10 prób dla jednego pacjenta, które do dalszej analizy podlegają uśrednieniu. Następnie za pomocą odpowiednich sensorów rejestrujących ruch markerów i odczytujących dane do komputera tworzy się (w pakiecie systemu BTS Smart Tracker) model przestrzenny. Następnie w pakiecie SMART Analyser analizuje się wyniki i generuje raporty z przeprowadzonych badań. Na rys. 4 przedstawiono model przestrzenny w pakiecie SMART Tracker.



Ry

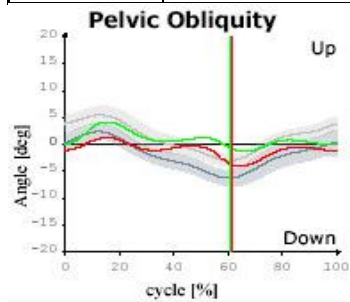
Rys. 4. Schemat modelu 3D a pakiecie SMART Tracker.

4. WYNIKI

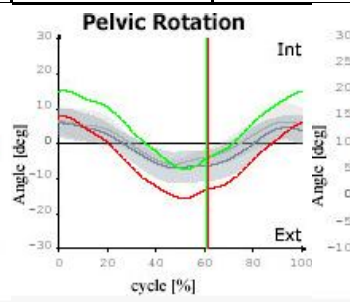
Poniższe wykresy przedstawiają wyniki parametrów kinematycznych otrzymanych dla zdrowego dziecka w wieku 11 lat (u którego nie stwierdzono żadnych wad lub chorób wpływających na stan narządu ruchu).

Tabela 1. Dane badanej osoby

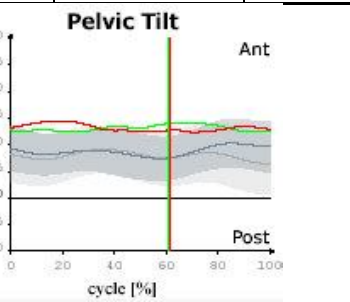
BADANY	WIEK	WZROST [m]	WAGA [kg]	BMI	PŁEĆ
1	11	146	32,5	16	M
POMIARY ANTROPOMETRYCZNE					
STRONA	SZEROKOŚĆ MIEDNICY [cm]	GŁĘBOKOŚĆ MIEDNICY [cm]	SZEROKOŚĆ KOLANA [cm]	SZEROKOŚĆ KOSTKI [cm]	DŁUGOŚĆ KOŃCZYN Y [cm]
Prawa	18,7	7	9,4	7,4	76
Lewa		7	9,4	7,4	76



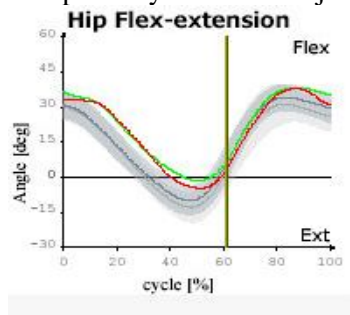
Wykres 1. Nachylenie miednicy w płaszczyźnie czołowej



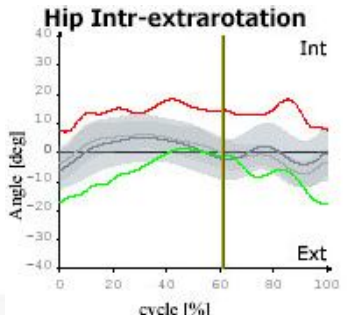
Wykres 2. Rotacja miednicy w płaszczyźnie poprzecznej



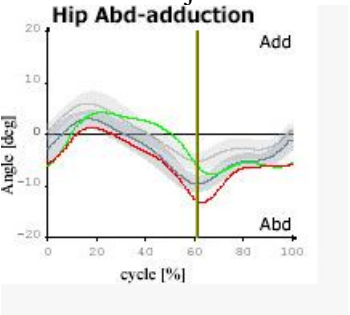
Wykres 3. Nachylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej



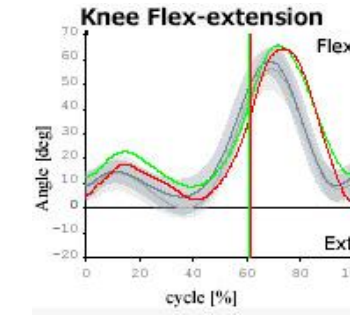
Wykres 4. Zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej (zginanie - wyprost)



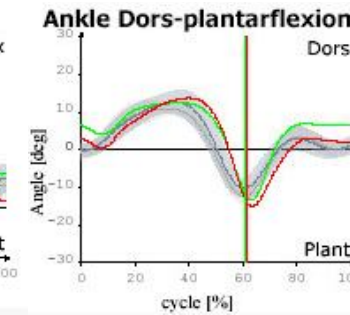
Wykres 5. Zakres ruchów w stawie biodrowym w płaszczyźnie poprzecznej (ruchy rotacyjne)



Wykres 6. Zakres ruchów w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej (przywodzenie - obwodzenie)



Wykres 7. Ruch kolana w płaszczyźnie strzałkowej (zginanie - wyprost)



Wykres 8. Ruch stopy w płaszczyźnie strzałkowej (zginanie podszwowo - grzbietowe)

— PRAWA STRONA
— LEWA STRONA
— PRAWA NORMA
— LEWA NORMA

5. PODSUMOWANIE

Przedstawione wyniki badań należy potraktować jako badania pilotażowe oraz jako badania jakościowe. Następnym etapem pracy jest kompleksowe przebadanie określonej grupy porównawczej oraz za pomocą metod statystycznych wyznaczenie normy oraz korelacji pomiędzy wiekiem, wagą, wzrostem oraz parametrami chodu. Ponieważ wzorce ruchowe ulegają zmianom aż do zakończenia dojrzewania szkieletowego [11], każde laboratorium analizy chodu powinno mieć przygotowane własne wzorce chodu z dużym zróżnicowaniem wiekowym. Jak widać z przedstawionych wykresów zmian kątów w stawach, wykresy są zbliżone do siebie kształtem, jednakże jak zostało to już wcześniej nakreślone, wartości odbiegają od siebie.

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] Bober T.: Biomechanika chodu i biegu, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985,
- [3] Syczewska M.: Chód w obrazie analizy laboratoryjnej, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, vol. 3, nr 4, 2001, s. 484-486,
- [4] Syczewska M., Święcicka A., Kalinowska M., Gaff K.: Zastosowanie ilościowej, obiektywnej analizy chodu do oceny doboru zaopatrzenia ortopedycznego u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym (analiza chodu w doborze zaopatrzenia ortopedycznego w mpd), Fizjoterapia Polska 2006 Tom 4 nr 4 s. 298- 303,
- [5] Syczewska M: Diagnostyka rehabilitacyjna narządu ruchu dziecka, Standardy Medyczne, 2003 Tom 5, Nr 9, s. 1254 – 1264,
- [6] Tejszerska D., Świtoński E. i in.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004,
- [7] Nałęcz M., Będziński R. i in.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, T.5: Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004,
- [8] Baker Richard i inni: Gait analysis in rehabilitation, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,
- [9] 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,
- [10] Pei – Hsi Chou i inni: Normal gait of children, Biomedical Engineering –Application, Basis and Communications, Vol. 15 No. 4 August 2003,
- [11] Dega W., Singer A.: Ortopedia i rehabilitacja, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1996

ANALYSIS OF THE HEALTHY CHILDREN'S GAIT

Summary. The article present the methods which are use to analyze the gait of the children. Moreover, introduce the source of incorrect norm of healthy children gait parameters for different gait laboratory. It gives the base to further investigation as well.

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

PROJEKT ELEKTRONICZNEGO TORU POMIAROWEGO STANOWISKA DO BADANIA SKLEPIENIA ŁUKU STOPY

Streszczenie. Praca jest poświęcona problemowi pozyskania i archiwizacji danych, podczas badania łuku stopy na stanowisku, skonstruowanym i wykonanym w Katedrze Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej. Urządzenie powstaje w celu sprawdzenia i potwierdzenia możliwości zastosowania w pomocniczej diagnostyce wad stóp i protetyce. Projekt jest próbą automatyzacji pomiaru, przez wprowadzenie elektronicznego toru pomiarowego opartego na mikrokontrolerach oraz aplikacji otrzymanych wyników do programów inżynierskich typu CAD/CAM.

1. WSTĘP

Stopy są naszymi podporami. Przenoszą duże obciążenia statyczne i dynamiczne, generowane podczas codziennych czynności. Komfort chodzenia, czyli podstawowej funkcji stóp w głównej mierze zależy od odpowiedniego ukształtowania dolnych powierzchni zwanych podeszwami. Odpowiedni kształt stóp uzyskiwany jest dzięki istnieniu łuków stopy, tworzących rodzaj sklepienia pozwalający unieść ciężar całego ciała. Łukowe ustawienie kości zapewnia odpowiedni trójpunktowy kontakt z podłożem, elastyczność oraz amortyzację, czyli cechy niezbędne do poprawnej lokomocji. Tak odpowiedzialny narząd ruchu musi być odpowiednio utrzymywany, aby pracował z maksymalną sprawnością. Mimo iż stopy wydają się strukturami kruchymi to w rzeczywistości są silne i odporne. Jednak funkcje, które mają do spełnienia łatwo zaburzyć stosując nieodpowiednie obuwie lub bagatelizując pierwsze symptomy mówiące o zbliżającej się chorobie.

„Gdy bolą Cię stopy, jesteś cały obolały” – to zdanie dr Williama Sholla świetnie pokazuje jak bardzo stopy oddziałują na resztę organizmu. Schorzenia stóp są bagatelizowane przez pacjentów, a powierzchowna diagnoza albo zignorowanie dolegliwości może doprowadzić do pogłębienia wady, powstania wady postawy czy w skrajnych przypadkach do zahamowania rozwoju.

Aby usprawnić diagnostykę chorób stóp wprowadzono szereg badań, z których żadne nie jest w stanie odwzorować w sposób obiektywny kształtu łuków obciążonej stopy. Większość opiera się na wzorcach lub współczynnikach dających informacje o dwuwymiarowym obrazie odcisku stopy. Pełniejsza analiza podeszwy powinna być uzupełniona o trzeci wymiar, zwłaszcza w dobie szybkiego rozwoju komputerów i systemów pomiarowych.

Urządzenie, którego projekt opisuje ten materiał powstaje z myślą o uzupełnieniu dostępnych badań, dając możliwość wykorzystania współczesnych narzędzi inżynierskich w celu poprawy życia bardzo młodych pacjentów.

2. ANATOMIA STOPY

2.1. Układ kostny

Analizując skomplikowaną budowę stóp łatwo się zorientować, że odpowiedni kształt zapewnia optymalne przenoszenie sił powstających w trakcie chodzenia. W ich skład wchodzi 52 kości, 66 stawów, 38 mięśni i 214 więzadeł. Dzięki tak złożonemu mechanizmowi możemy utrzymywać równowagę i poruszać się po różnego rodzaju podłożach. Budowę anatomiczną układu kostnego stopy przedstawia rysunek 1.



Rys. 1. Budowa układu kostnego stopy [1]

2.2. Łuki stopy

Łuki stopy przecinają się w punktach podparcia: pięcie, pierwszej i piątej kości śródstopia. Są odpowiedzialne za wytrzymałość stopy i jej elastyczność. Kości tworzące łuki pokazano na rysunku 2.

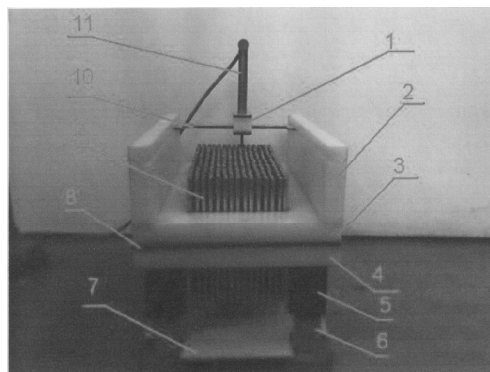


Rys.2. Łuki stopy[1]

- Przyśrodkowy Łuk Podłużny** - nazywany również łukiem głównym biegnie po wewnętrznej części podbicia, pełni funkcję amortyzacji i utrzymywania równowagi.
- Boczny Łuk Podłużny** - biegnie po zewnętrznej stronie podeszwy, pełni rolę stabilizacyjną.
- Łuk Poprzeczny** - jest ustawiony poprzecznie do pozostałych łuków, daje stopie wsparcie w kierunku poprzecznym.

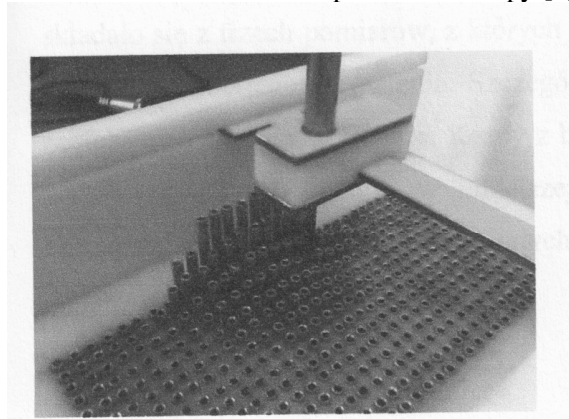
3.1. Stanowisko do badania sklepienia łuków stopy

Punktem wyjścia pracy nad elektronicznym torem pomiarowym było stanowisko do badania sklepienia łuku stopy skonstruowane i wykonane w Katedrze Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej – rysunek 3. Stanowisko powstało jako urządzenie całkowicie manualne, pozbawione układu elektrycznego. Pomiar polegał na ręcznym nastawianiu czujnika nad poszczególne punkty (rysunek 4), a następnie zapisywaniu wyniku pomiaru w bazie danych. Takie rozwiązanie pozwoliło sprawdzić i potwierdzić możliwość zastosowania stanowiska w pomocniczej diagnostyce wad stóp. Następnym krokiem jest automatyzacja pomiaru poprzez wprowadzenie elektronicznego toru pomiarowego.



Rys.37. Schemat stanowiska: 1- uchwyt czujnika, 2- prowadnica boczna, 3- płyta górna, 4- płyta dolna, 5- tuleja dystansowa, 6- noga, 7- płyta zenijąca, 8- dystans, 9- wskaźniki pomiarowe, 10- prowadnica poprzeczna, 11- czujnik przemieszczeń

Rys. 3. Stanowisko do badania sklepienia łuku stopy [2]



Rys. 4. Pomiar wysokości sklepienia stopy [2]

3.2. Założenia i cele

Podstawowe zadania toru ujęto w punktach poniżej:

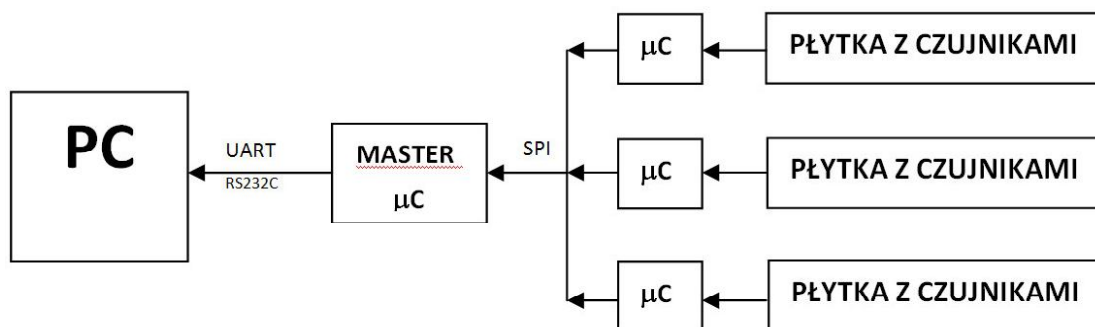
- Uzyskanie danych i archiwizacja wyników ma się odbywać w sposób automatyczny.
- Archiwizacja danych w postaci cyfrowej na dysku komputera w formacie pozwalającym na łatwy dostęp i wykorzystanie.

- Wykorzystanie standardowych elementów (redukcja kosztów).
- Oprogramowanie stworzone w prostym i łatwo dostępnym środowisku.
- Łatwa aplikacja różnych typów czujników - jednolity standard sygnału.

3.3. Koncepcja toru

Pomiar sklepienia stopy odbywa się poprzez liniowe przemieszczenie kołeczków pomiarowych, odwzorowujących kształt podeszwy. Są one sprzężone z czujnikami przemieszczeń, z których sygnał przesyłany jest do komputera za pośrednictwem mikrokontrolerów. Zastosowanie mikrokontrolerów zamiast wyspecjalizowanych układów przełączających zwiększa łatwość późniejszej modyfikacji urządzenia przez modyfikacje oprogramowania. Rozwiązanie to pozwala na ograniczenie kosztów elementów elektronicznych.

3.4. Schemat i działanie



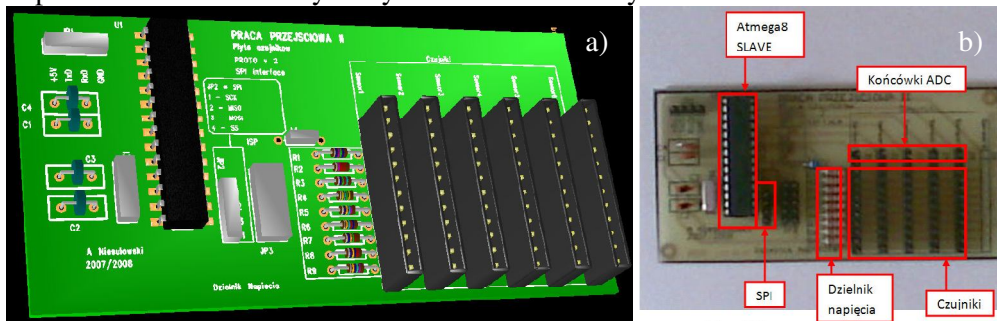
Rys. 5. Schemat blokowy elektronicznego toru pomiarowego

Na każdej płytce znajdują się rzędy czujników, będących końcówkami dzielnika napięcia lub potencjometrami. Sygnał analogowy jest przesyłany do mikrokontrolera Atmega8, gdzie zostaje przekształcony do postaci cyfrowej przez wbudowany przetwornik analogowo cyfrowy (dalej ADC). Podłączanie kolejnych czujników wykonywane jest dzięki wbudowanemu multiplexerowi. Układ ten umożliwia odczyt wartości przemieszczenia kołeczków z dokładnością 10 bitów.

W pamięci mikrokontrolera zbierane są dane o położeniu każdego z czujników i przesyłane do układu sterującego, gdy aktywowany jest wbudowany w mikrokontroler interfejs SPI danej płytki. Z układu sterującego dane są wysyłane do portu szeregowego komputera PC pracującego w standardzie RS232 za pośrednictwem układu MAX232. W komputerze przechwytywanie oraz zapis wyników pomiaru odbywa się w programie „Hyper Terminal” lub podobnym, obsługującym port szeregowy. Taka ścieżka prowadzi do powstania pliku tekstowego, zawierającego „współrzędne pionowe” zestawu 480 czujników. Dalsza obróbka może odbyć się już w dowolnym programie na przykład w arkuszu kalkulacyjnym Excel, gdzie możliwa jest wstępna wizualizacja danych i przygotowanie pliku mogącego być zaimportowanym do systemu CAD.

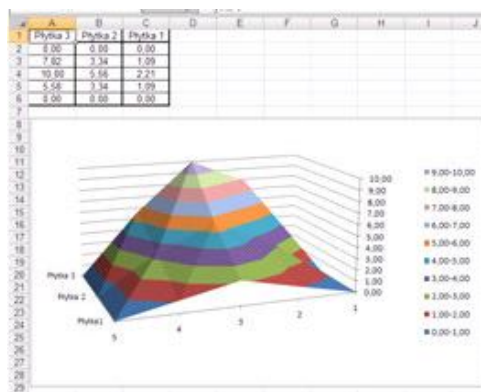
Do celów doświadczalnych, mających potwierdzić poprawność wybranych rozwiązań, zbudowano prototyp toru pomiarowego. Funkcjonalność ograniczono do poziomu pozwalającego sprawdzić słuszność założeń projektu oraz możliwości implementacji w rozwijanym stanowisku do badania sklepienia łuku stopy. Takie podejście pozwoliło na wykorzystanie zestawu uruchomieniowego ZL2AVR [3] wyposażonego w mikrokontroler Atmega8 jako układu sterującego. Pozostała część toru w postaci płytek czujników została wykonana w ramach pracy przejściowej. Na rysunkach 6a i 6b znajdują się trójwymiarowy model prototypowej płytki czujników opartych na dzielniku napięcia i zdjęcie gotowej płytki wraz z opisem.

Podczas budowy prototypu priorytetem było opracowanie oprogramowania mikrokontrolerów, które zapewniałyby bezkonfliktową komunikację między urządzeniem, a komputerem PC oraz między samymi układami scalonymi.



Rys. 6. Model 3D płytki - a); Gotowa płytki czujników - b)

Konstrukcja posłużyła również do przeprowadzenia szeregu badań testowych różnych rozwiązań konstrukcyjnych i opracowania algorytmu przetwarzania odbieranych danych przez komputer PC. Na rysunku 7 przedstawiono przykład obróbki i wizualizacji odczytanych danych w arkuszu kalkulacyjnym.



Rys. 7. Przykład wizualizacji danych w arkuszu kalkulacyjnym

4. WNIOSKI

Po wykonaniu prototypu i serii próbnych pomiarów, analiza założeń projektu wykazała możliwość dalszych prac nad systemem. Ogólne założenia odnoszące się do działania urządzenia można uznać za słuszne. Udało się uzyskać odczyt wartości analogowych, a później przetworzyć je na wielkości cyfrowe i przesłać do komputera. Zapis danych na dysku twardym również nie przedstawia większych trudności. Obróbka wyników przy wykorzystaniu możliwości standardowego oprogramowania biurowego i później inżynierskiego jest zagadnieniem wykonalnym, mającym duży potencjał rozwojowy.

Kluczowym zagadnieniem wydaje się budowa w pełni funkcjonalnego urządzenia, na którym będzie można rozwijać oprogramowanie mikrokontrolerów sterujących przepływem danych jak również programów analizujących otrzymane wyniki. W przyszłości rozwój oprogramowania może umożliwić powstanie systemu eksperckiego bazującego na sieciach neuronowych bardzo mocno wspomagającego lekarzy i techników zajmujących się ortopedią.

Ta krótka analiza uzasadnia dalsze prace nad konstrukcją, która w dużym stopniu może się przyczynić do odciążenia personelu medycznego i co najważniejsze pacjentów (dzieci), którzy z racji wieku nie są tak cierpliwi jak osoby dorosłe.

LITERATURA

- [1] <http://www.scholl.com.pl>
- [2] Cygan M., Praca dyplomowa: Projekt i budowa stanowiska do badania sklepienia łuku stopy, Politechnika Krakowska 2007
- [3] Wiąznia M., Programowanie mikrokontrolerów AVR w języku BASCOM, Warszawa 2004 wydanie I

PROJECT OF ELECTRONIC MEASURING ROUTE FOR FOOT BOWS SCANNING DEVICE

Summary. Paper is dedicated to the problem of gain over and archive data, during scanning foot bow on equipment designed and built in the Department of Experimental Mechanics and Biomechanics Technical University of Cracow. Device development is aimed to verification and confirmation of application as auxiliary foot diseases test method and prosthetics. Project is a trial of automation of measurement by implementation of electronic measuring route leaning on microcontrollers and results application into CAD/CAM software.

Robert MAŃKOWSKI, Adam KOŹLIK, Koło Naukowe Analizy Ruchu przy Zakładzie Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Katowicach

WPLYW WIBRACJI PUNKTOWEJ NA PARAMETRY STABILOGRAFICZNE POSTAWY STOJĄCEJ

Streszczenie. Celem pracy było określenie wpływu zakłócenia mechanicznego proprioceptorów, w postaci przyłożonej punktowo wibracji, na parametry stabilograficzne postawy stojącej. Wibracja punktowa była aplikowana w miejscu największej średnicy przekroju fizjologicznego mięśnia gastrocnemius. W badaniach wzięło udział 13 osób, które wykonywały pięć kolejno następujących po sobie zadań: stanie swobodne, wychylenie w przód, stanie swobodne, wychylenie w tył, stanie swobodne. Wnioski: zaobserwowano, iż w piątej minucie działania wibracji badani wychylali się najdalej w przód, a ich osiągnięte wyniki były statystycznie różne od prób bez wibracji.

1. WSTĘP

Rolą kontroli postawy stojącej człowieka jest utrzymanie rzutu pionowego ogólnego środka ciężkości nad powierzchnią pola podparcia stóp.[1]

Postawa wyprostowana utrzymywana jest dzięki integracji kompleksu aferentnych i eferentnych sygnałów kontrolnych, bazujących na orientacji ciała i informacjach ruchowych, które są przesyłane przez układ wertykalny, wzrokowy i somatosensoryczny. System kontroli równowagi człowieka zawiera sensomotoryczne, mięśniowo-szkieletowe i nerwowe komponenty, skierowane do utrzymania dwóch celów behawioralnych takich jak: orientacja posturalna i równowaga posturalna. Orientacja posturalna odnosi się do pozycji ciała w stosunku do pionu grawitacyjnego i jest charakteryzowana poprzez wychylenie z pozycji pionowej. Równowaga posturalna oznacza balans ciała wokół punktu równowagi. Proprioceptywne wejścia z mięśni posturalnych, a dokładnie z mięśni posturalnych nóg, są ważnymi informacjami w kontroli postawy u człowieka.[2]

Celem niniejszej pracy było sprawdzenie wpływu wibracji punktowej na charakterystyki stabilograficzne postawy stojącej podczas wykonywanych wychyleń.

Wibracje są mechanicznym bodźcem, przekazującym ruch oscylacyjny, którego natężenie określają: amplituda i częstotliwość. Drgania, występujące podczas mechanicznej stymulacji, zakłócają odczuwanie oddziaływania pola grawitacyjnego.[3]

2. WPLYW WIBRACJI

Silny wpływ na funkcjonowanie mięśni wywierają obciążenia grawitacyjne. Drgania powodują wzrost obciążenia grawitacyjnego w wyniku dużych przyspieszeń przenoszonych na ciało.

Sinusoidalny przebieg bodźca wibracyjnego determinuje również szybkie i krótkotrwałe zmiany długości zespołu mięsień-ścięgno. Zakłócenie to podrażnia receptory czuciowe, co moduluje aktywność mięśni w celu tłumienia sinusoidalnych fal.

Drgania mechaniczne przyłożone do mięśnia lub ścięgna powodują odruchowe napięcie mięśni, nazywane odruchem skurczowym na wibrację. Skurcz ten spowodowany jest pobudzeniem wrzecion mięśniowych prowadzącym do wzrostu aktywności pętli sprzężenia zwrotnego Ia. Odruchowa odpowiedź na bodźce wibracyjne jest przypisywana głównie pobudzeniu wrzecion. Uważa się, że drgania hamują skurcz mięśni antagonistycznych poprzez oddziaływanie neuronów hamujących Ia.

Radykalna poprawa wartości zdolności motorycznych (sprawność układu nerwowego i mięśniowego) w wyniku oddziaływania bodźców wibracyjnych, najprawdopodobniej związane jest ze wzrostem wrażliwości w pętli sprzężenia odruchu na rozciąganie. Okazuje się, że za pośrednictwem neuronów hamujących Ia wibracje ograniczają pobudzanie mięśni antagonistycznych, zawierając wzorce koordynacji wewnątrzmięśniowej, co prowadzi do zmniejszenia sił hamujących, rozwijanych względem osi stawów stymulowanych wibracją.[3]

Przeprowadzone zostały badania, gdzie wibracja punktowa zaaplikowana była na kończynie dolnej, na mięśniu gastrocnemius (GA), o czterech, różnych wartościach częstotliwości ($f_1=40\text{Hz}$, $f_2=60\text{Hz}$, $f_3=80\text{Hz}$, $f_4=100\text{Hz}$). W rezultacie otrzymano wyniki, które mówiły, iż większe wychylenie ciała było zależne od wartości częstotliwości. W tym wypadku, im zastosowana częstotliwość była wyższa, tym większe następowało wychylenie ciała. Wibracja GA wywołała wychylenie się ciała do tyłu. Częstotliwość wibracji nie miała wpływu na kierunek wywołanego pochylenia ciała.

3. CEL, PYTANIA, HIPOTEZY ROBOCZE

Celem pracy było sprawdzenie, jak wibracja punktowa przyłożona bilateralnie w na mięśniu gastrocnemius, wpływa na parametry stabilograficzne podczas zadania statycznego. Cel pracy dał podstawę do zadania pytania:

Czy zastosowana częstotliwość i amplituda przyłożonej wibracji była wystarczająca, aby wywołać zmiany w parametrach posturograficznych?

Zgodnie z przyjętym pytaniem badawczym postawiono następujące hipotezy robocze:

- 1) Czy wibracja przyłożona punktowo do mięśnia gastrocnemius powoduje zmiany w parametrach posturograficznych stania swobodnego.
- 2) Czy wibracja o danych parametrach będzie zwiększać przemieszczenie ogólnego środka ciężkości podczas wychylania ciała.

4. MATERIAŁ I METODY

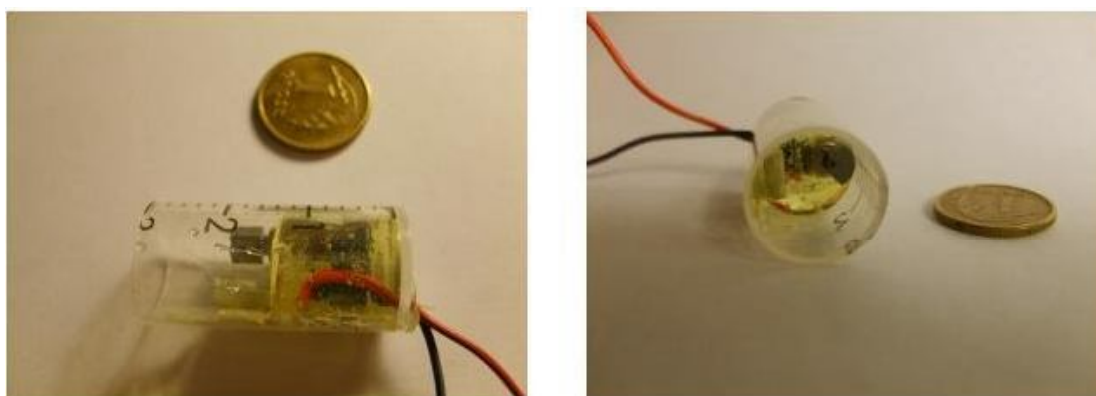
W badaniach uczestniczyło 13 osób o przeciętnej aktywności fizycznej będących studentami Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach i nie skarżących się na dolegliwości związane z narządem ruchu.

Tabela 1. Charakterystyka opisowa badanej grupy

Płeć	n	Wiek [lata]		Masa ciała [kg]		Wysokość ciała [cm]	
		Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe	Średnia	Odchylenie standardowe
Mężczyźni	6	21,29	0,755	74,12	5,32	177,43	3,64
Kobiety	7	22,00	0,894	58,58	8,87	166,67	7,50
Ogół	13	21,62	0,869	66,95	10,58	172,46	7,83

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. Jako ciała drgające 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 żywicą epoksydową. (Rycina 1) Użycie wypełniacza w postaci żywicy dało pewność, że drgania będą przenoszone na całą konstrukcję.



Rys. 1. Urządzenie wykorzystane w eksperymencie.

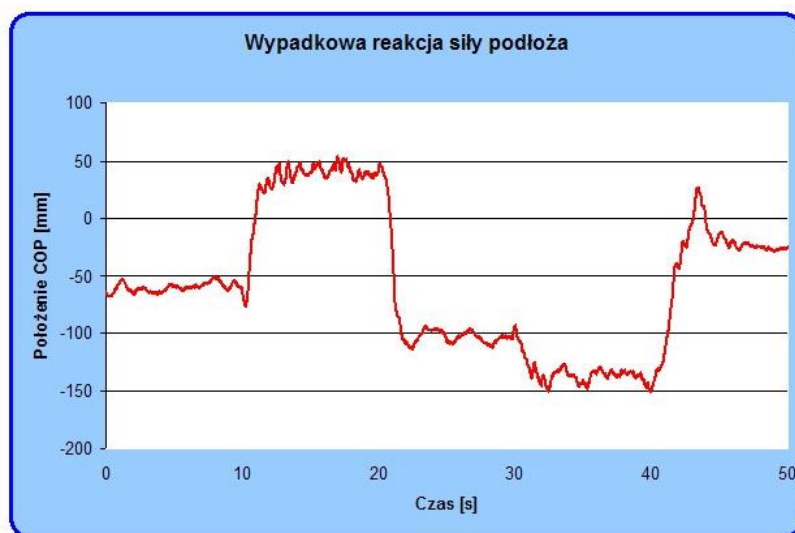
Skonstruowano 4 zestawy silników, które za pomocą sznura były mocowane do mięśnia w miejscu jego największego przekroju poprzecznego. Stymulacja wibracją odbywała się obustronnie. Dokładny obraz montażu silniczków na badanym przedstawia rycina 2.



Rys.2. Sposób mocowania silników.

Badany przed wykonywaniem zadania statycznego, ustawiał się na platformie stabilograficznej w dogodnym dla niego rozstawie stóp. Sekwencja zadania trwającego 50 sekund polegała na 10-sekundowym staniu swobodnym, 10-sekundowym maksymalnym wychyleniu w przód, 10-sekundowym staniu swobodnym, 10-sekundowym maksymalnym wychyleniu w tył i powrocie do pozycji wyjściowej i pozostanie w niej do końca pozostałego czasu próby.

Pierwsza próba wykonywana była bez włączonej wibracji. Kolejne 3 próby wykonywane były z włączonymi urządzeniami, a między zadaniami zawarte były dwie 5-minutowe przerwy. Po zakończonej 4 próbie, urządzenia wyłączono a badani wykonywali ostatnią 5 próbę, po uprzedniej 5-minutowej przerwie. Przykładowy zapis próby przedstawia rycina 3.



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 Wilcoxon.

Zarówno podczas prób z wibracją i bez działania urządzeń, sprzęt wibracyjny przez cały czas był zamontowany na podudziach.

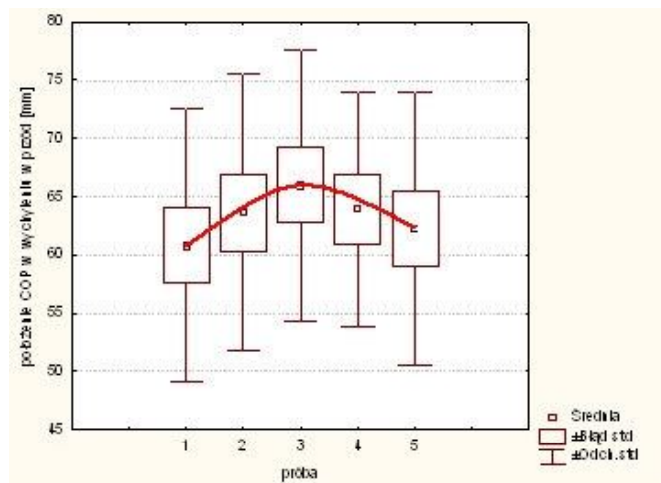
5. WYNIKI

Wyniki badania wskazują, że wibracja o określonej częstotliwości i amplitudzie nie wywoływała istotnych różnic podczas stania swobodnego z wibracją. Istotnie statystycznie różnice zaobserwowano wyłącznie w próbie maksymalnego wychylenia w przód. Wyniki przedstawia tabela 2.

Tabela 2. Test kolejności par Wilcoxon

Średnie położenie wypadkowej reakcji siły podłoża w wychyleniu w przód	N	T	Z	Poziom istotności różnic [p]
Próba 1 vs. Próba 2	13	23	1,572	0,116
Próba 1 vs. Próba 3	13	16	2,062	0,039
Próba 1 vs. Próba 4	11	23	0,889	0,374
Próba 1 vs. Próba 5	13	40	0,384	0,701

Co prawda istotnie statystycznie różnice zaobserwowano wyłącznie w porównaniu próby „1” z próbą „3” w piątej minucie eksperymentu (Rycina 3), jednak graficzna analiza wyników wskazuje na liniowy wzrost wychylenia w przód od momentu zadziałania czynnika wibracyjnego. Przypuszczać można, iż bodziec zakłócający w postaci wibracji, aby osiągnął swoje maksymalne możliwości zakłócania musi działać co najmniej 5 minut.



Rys. 3. Średnie położenie wypadkowej siły reakcja podłoża w wychyleniu w przód w poszczególnych próbach.

6. WNIOSKI

- 1) Wibracja przyłożona punktowo na mięsień gastrocnemius nie wpływa na parametry posturograficzne stania swobodnego.
- 2) Wibracja o danych parametrach nie wpływa na wielkość przemieszczenia ogólnego środka ciężkości w kierunku stymulowanego mięśnia.

7. DYSKUSJA

Zastosowana wibracja o danych parametrach nie jest w stanie zakłócić stania swobodnego, aczkolwiek powoduje chwilowe zwiększenie odległości wychylenia w przód.

Zastanawiające jest, dlaczego w 5 minucie działania bodźca osiąga swoje maksimum?

Zadane powyżej pytanie daje podstawę do głębszej analizy i niewątpliwie skłania do przeprowadzenia kolejnych eksperymentów.

LITERATURA

- [1] Dzurková O, Hlavačka 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
- [2] Čapičková N, Rocchi L, Hlavačka F, Chiari L, Cappello A: Human Postural Response to Lower Leg Muscle Vibration of Different Duration. *Physiol. Res.* 55 (Suppl. 1): s.129-134, 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

INFLUENCE OF LOCAL VIBRATION ON POSTURAL CONTROL PARAMETERS

Summary. The aim of experiment was to determine the influence of mechanical disruption on stabilographic parameters of upright position. Point vibration was placed in the highest diameter on gastrocnemius muscle. In research participated thirteen persons, which made five static tasks: upright position, forward sway, upright position, backward sway and upright position.

Conclusion: Pointed out, that in fifth minute of stimulation, magnitude of forward sway with applied disruption was statistically different in comparison with forward sway without vibration.

Robert MICHNIK, Jacek JURKOJC, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Edyta SACHA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej

OCENA WPLYWU NIEPRAWIDŁOWEGO ROZMIESZCZENIA ZNACZNIKÓW RUCHU NA WYNIKI POMIARÓW WIELKOŚCI KINEMATYCZNYCH W SYSTEMIE APAS

Streszczenie. W ramach pracy przedstawiono wyniki badań pozwalających na ocenę wpływu nieprawidłowego rozmieszczenia znaczników ruchu na wyniki pomiarów wielkości kinematycznych w systemie APAS. Analizę ruchu przeprowadzono umieszczając na ciele badanej osoby 15 markerów zgodnie z modelem Vaughan'a oraz dwa dodatkowe markery w pobliżu stawu kolanowego oraz stawu skokowego przesunięte do przodu o 3 cm w płaszczyźnie strzałkowej w stosunku do prawidłowo naklejonych markerów. Otrzymane wyniki pomiarów zarejestrowane dla chodu z prawidłowo i nieprawidłowo rozmieszczonymi markerami porównano ze sobą.

1. WSTĘP

Badania ruchu, opierające się na systemach pomiarowych rejestrujących przemieszczenia pozwalają na uzyskanie wielkości kinematycznych opisujących dany ruch. W przypadku lokomocji jest to o tyle istotne, o ile ważna jest obiektywna i ilościowa ocena prawidłowości chodu. Systemy do trójwymiarowej analizy ruchu można podzielić na: optoelektroniczne, ultradźwiękowe, magnetyczne oraz elektromechaniczne [2]. Dodatkowo stosuje się platformy dynamometryczne, które umożliwiają pomiar sił reakcji podłoża. W artykule skoncentrowano się na systemach optoelektronicznych. Obecnie wiodące systemy optoelektroniczne, służące do analizy ruchu to przede wszystkim: BTS Smart, VICON, APAS System. W systemach tych rejestrowany jest obraz badanej osoby za pomocą zestawu kamer (najczęściej sześciu). Na ciele badanej osoby umieszczone są markery, czyli znaczniki o różnej średnicy (ok. 6-20 mm), pokryte materiałem odblaskowym, których położenie jest automatycznie wychwytywane przez program [1, 2, 3]. Markery należy umiejscowić w punktach anatomicznych obiektu badanego, ściśle określonych w poszczególnych modelach obliczeniowych. Na podstawie ich przemieszczeń obliczane są wielkości kinematyczne badanego ruchu oraz przybliżone położenia środków poszczególnych stawów.

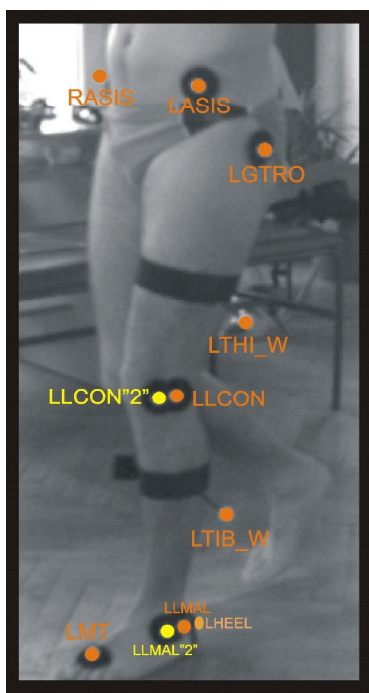
Każdy z systemów posiada wbudowany model matematyczny, dzięki któremu uzyskuje się żądane wielkości. Jest więc ważne, aby punkty, według których program oblicza dany parametr były zidentyfikowane jak najdokładniej. Jest jednak faktem, że w przypadku badania osób o rozbudowanej tkance mięśniowej, bądź też po różnego rodzaju rekonstrukcjach kości lub stawów, albo chociażby u osób otyłych, zdarza się, że trudno jest ręcznie odnaleźć niektóre punkty. Istnieje zatem ryzyko niedokładności naklejenia markerów.

2. CEL PRACY

Celem pracy było przeprowadzenie badań doświadczalnych pozwalających na ocenę wpływu nieprawidłowego rozmieszczenia znaczników ruchu na wyniki pomiarów wielkości kinematycznych prowadzonych w oparciu o metodę fotogrametryczną przy wykorzystaniu systemu APAS.

3. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne przeprowadzono przy wykorzystaniu systemu optoelektronicznego APAS. Stanowisko pomiarowe składało się z komputera połączonego z czterema kamerami cyfrowymi firmy Basler rejestrującymi ruch z częstotliwością 100 Hz. Obiektem badań był zdrowy mężczyzna w wieku 27 lat, o wzroście 185 cm i wadze 80 kg. Na ciele badanej osoby w charakterystycznych punktach antropometrycznych rozmieszczono 15 markerów zgodnie z modelem Vaughan'a [4]. W celu określenia wpływu nieprawidłowego rozmieszczenia markerów na wyniki pomiarów w pobliżu stawu kolanowego oraz stawu skokowego umieszczono dwa dodatkowe markery przesunięte do przodu o 3 cm w płaszczyźnie strzałkowej w stosunku do prawidłowo naklejenych markerów.



LMT – głowa kości śródstopia drugiego palca lewej kończyny,

LHEEL – pięta (marker LHEEL tworzy z markerem LMT linię prostą),

LLMAL – środek kostki bocznej lewej kończyny,
LTIB_W – lewe podudzie (marker umieszczony na dziesięciocentymetrowej różdżce),

LLCON – nadkłykieć boczny lewej kości udowej,
LTHI_W – lewe udo (marker umieszczony na dziesięciocentymetrowej różdżce),

LGTRO – krętarz większy lewej kości udowej,

LASIS – lewy kolec biodrowy przedni,

RASIS – prawy kolec biodrowy przedni,

SACR – L₅S₁:

LLMAL'2'' – nieprawidłowo naklejony marker na kostce bocznej

LLCON'2'' – nieprawidłowo naklejony marker na nadkłykcium kości udowej

Rys. 1. Rozmieszczenie markerów

Za pomocą czterech kamer o częstotliwości 100 Hz zarejestrowano kilkanaście pojedynczych cykli chodu lewej kończyny. Badania przeprowadzono w czterech seriach powtarzanych co 45 min. W każdej serii rejestrowano trzy przejścia badanej osoby. Trzy pierwsze serie wykonano przy prawidłowo rozmieszczonych markerach, natomiast w ostatniej serii dodano dwa dodatkowe markery. Wszystkie rejestrowane przejścia wykonane były ze zbliżoną prędkością chodu.

Na podstawie wielkości kinematycznych wyznaczonych w systemie APAS, w autorskim programie napisanym w środowisku Matlab[®] wyznaczono kąty w stawach kończyny dolnej w poszczególnych fazach cyklu chodu, w płaszczyznach: strzałkowej, czołowej i poprzecznej.

Uzyskane wyniki pomiarów oraz obliczeń numerycznych pozwoliły na określenie różnic pomiędzy przebiegami zarejestrowanymi w kolejnych seriach oraz przy nieprawidłowym rozmieszczeniu markerów.

4. WYNIKI

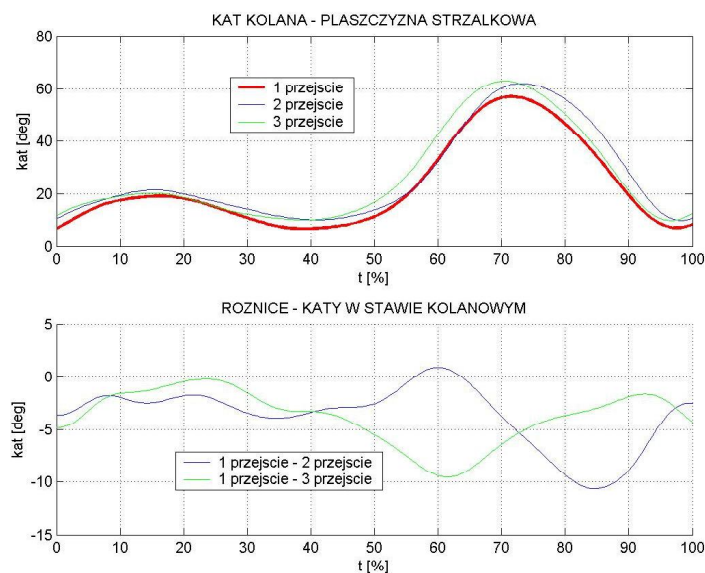
Na kolejnych wykresach przedstawiono przebiegi kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej, które wyznaczono dla:

- trzech kolejnych przejść zarejestrowanych w niewielkim odstępie czasu,
- czterech przejść zarejestrowane co 45 min,
- przejść z nieprawidłowo rozmieszczonymi markerami.

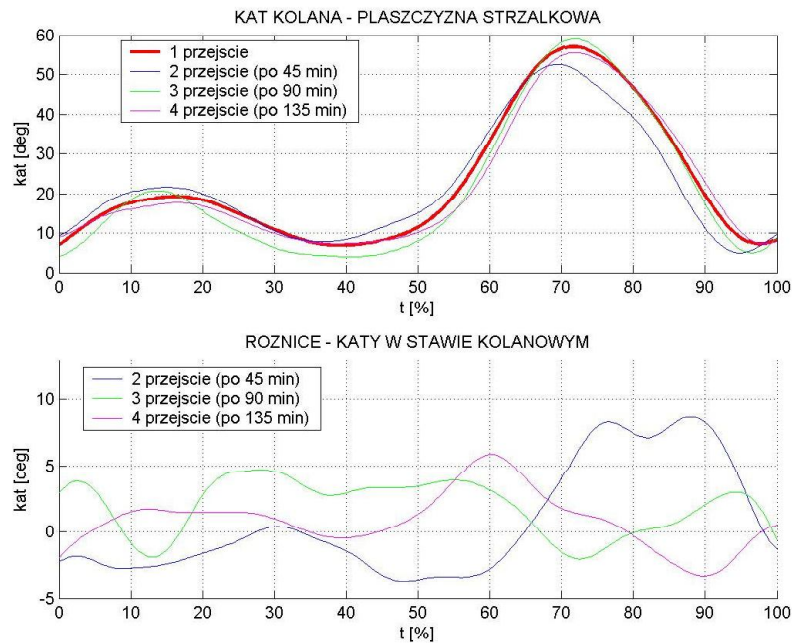
W ostatnim przypadku analizowano jedno wybrane przejście, przyjmując różną konfigurację markerów do wyznaczenia wielkości kinematycznych. Rozpatrywano następujące cztery konfiguracje rozmieszczenia markerów:

- prawidłowo rozmieszczone markery,
- prawidłowo rozmieszczone markery, oprócz markera na nadkłykiu bocznym kości udowej,
- prawidłowo rozmieszczone markery, oprócz markera na kostce bocznej,
- prawidłowo rozmieszczone markery, oprócz markera na nadkłykiu bocznym kości udowej i na kostce bocznej.

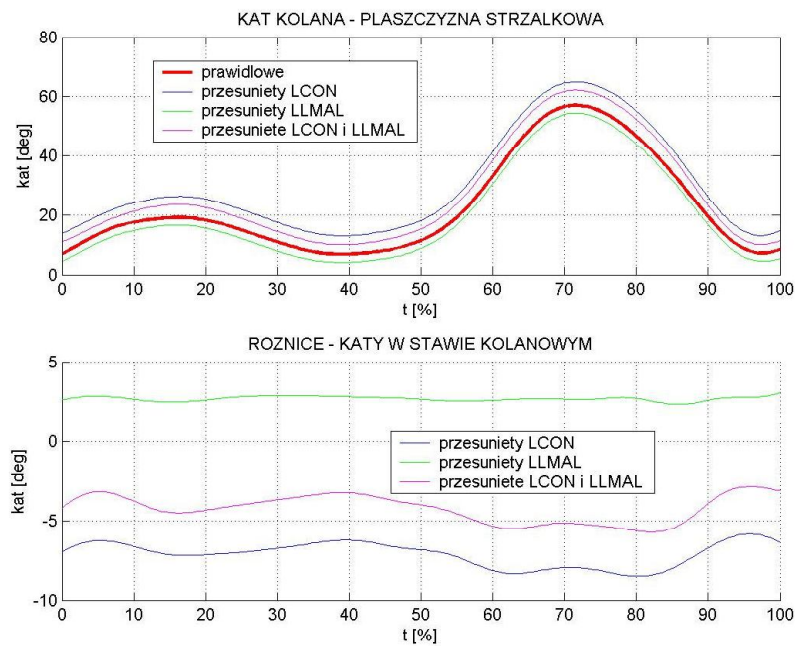
Wszystkie analizowane przebiegi odniesiono do przebiegu, z prawidłowo rozmieszczonymi markerami.



Rys. 2. Kąt w stawie kolanowym – przebiegi wyznaczone w trzech kolejnych przejściach, zarejestrowanych w niewielkim odstępie czasu, dla prawidłowo rozmieszczonych markerów



Rys. 3. Kąt w stawie kolanowym – przebiegi wyznaczone w czterech przejściach zarejestrowanych co 45 min, dla prawidłowo rozmieszczonych markerów



Rys. 4. Kąt w stawie kolanowym – przebiegi wyznaczone dla nieprawidłowo rozmieszczonych markerów

5. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW

Analizując przebiegi kątów wyznaczone dla przejść, z prawidłowo rozmieszczonymi markerami, rejestrowanych w różnych odstępach czasu, stwierdzono, pomiędzy poszczególnymi przejściami, kilkustopniowe różnice dla kątów: w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej, kąta rotacji stopy oraz kąta w stawie biodrowym w płaszczyźnie czołowej. Dla pozostałych kątów różnice te były mniejsze od $1,5^\circ$.

W przejściach z przesuniętym markerem na nadkłykcium bocznym kości udowej, maksymalne różnice, w stosunku do przejść z prawidłowo rozmieszczonymi markerami, zaobserwowano dla kąta w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej. Różnica ta średnio wynosiła 6° - 7° zwiększając wyznaczone zgięcie. Dla pozostałych kątów różnice te wahały się pomiędzy 2° - 5° .

Istotne różnice kątowe przy błędnie usytuowanym markerze na kostce bocznej zaobserwowano dla wszystkich kątów w stawie skokowym. Zakres tych zmian wynosił średnio $3,6^\circ$ - $5,7^\circ$.

6. WNIOSKI

Przeprowadzone badania pozwoliły na określenie wpływu nieprawidłowego rozmieszczenia markerów na dokładność otrzymywanych wyników. W ramach niniejszej pracy rozpatrywano błędy w wyznaczaniu kątów w stawach kończyny dolnej, które mogą być wynikiem przesunięcia do przodu markera na nadkłykcium bocznym kości udowej oraz kostce bocznej. Różnice pomiędzy kątami wyznaczonymi dla przebiegów z prawidłowo i nieprawidłowo rozmieszczonymi markerami zawierały się w zakresie $1,5^\circ$ - 7° .

Warto jednak zauważyć, że zarówno zakres ruchu jak i kształt wyznaczanych przebiegów niewiele różnił się od przebiegów z prawidłowo rozmieszczonymi markerami. Różnice pomiędzy tymi przebiegami utrzymywały się na prawie stałym poziomie. W kolejnych etapach badań przewiduje się przeprowadzenie badań dla większej liczby osób oraz w różnych wariantach nieprawidłowego rozmieszczenia markerów.

LITERATURA

- [1] Baker R.: The history of gait analysis before the advent of modern computers. „Gait & Posture”, 2007, nr 26, str. 331–342
- [2] Burcana J.: Laboratorium z Aparatury Medycznej, internetowe wydanie 2, Politechnika Łódzka, Łódź, 2005
- [3] Tejszerska D., Świtoński E., „Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Laboratorium”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
- [4] Vaughan Ch. L., Davis B. L., O'Connor J.C.: Dynamics of human Gait,

ESTIMATION OF INFLUENCE OF INCORRECT MARKER LOCATION ON RESULTS OF KINEMATIC QUANTITIES MEASUREMENTS CARRIED OUT IN THE APAS SYSTEM

Summary. Results of research enabling assessment of influence of incorrect marker location on results of kinematic quantities measurements, carried out by APAS system, are presented in the paper. Motion analysis was conducted with the use of 15 markers placed on the body in accordance with Vaughan model. Additionally two another markers were situated 3 cm forward in saggital plane (with respect to correctly situated markers) on the knee and ankle joints. For all obtained results the comparative analysis was carried out.

Grzegorz MILEWSKI, Katedra Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

FUNKCJONALNA ADAPTACJA W PRZYRODZIE – OPTIMALIZACJA KSZTAŁTU STRUKTUR BIOLOGICZNYCH

Streszczenie. W pracy przedstawiono podstawy i założenia teorii funkcjonalnej adaptacji w przyrodzie. Prezentację zilustrowano przykładami struktur biologicznych oraz wzorowanych na nich rozwiązań konstrukcyjnych. W szczególności wyeksponowano zagadnienia wytrzymałościowe optymalizacji kształtu struktur biologicznych.

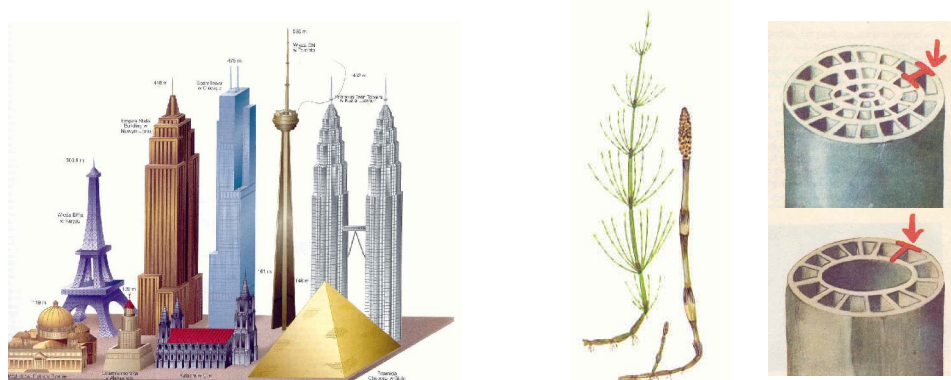
1. WSTĘP

Funkcjonalna adaptacja jest pojęciem używanym do opisu możliwości organizmów do zwiększania ich zdolności wypełniania pewnych funkcji wraz ze wzrastającymi wymaganiami i - odwrotnie - spadku tych zdolności wraz ze zmniejszającymi się wymaganiami. Procesy tworzenia się i rozwoju form tkankowych związane są z ich wzrostem (zmianą masy), przebudową (zmianą własności) i morfogeneza (zmianą kształtu). W swoim rozwoju zwierzęta i rośliny podlegają funkcjonalnej optymalizacji, tzn. adaptują się do wszelkich warunków brzegowych i obciążeń określonych przez otoczenie. Okazuje się, że różnorodność oraz bogactwo występujących w naturze form oraz kształtów można wyjaśnić prostymi regułami. Prawidłowości te dotyczą zarówno świata roślin jak i zwierząt. Znanym już w starożytności pentagramie ukryte są symetrie i proporcje rządzące powstawaniem i rozwojem występujących w przyrodzie form naturalnych. Morfologia wielu roślin, w tym na przykład sposób ułożenia liści na łodydze, czy sposób ułożenia ziaren w słoneczniku można wyjaśnić posługując się szeregiem Fibonacciego, czyli ciągiem, w którym każda kolejna liczba jest sumą dwóch poprzednich. Kształt rogów i pazurów zwierząt, kształty muszli, liści, skrzydeł ptaków i owadów można opisać prostym matematycznym wzorem za pomocą spirali logarytmicznej, krzywej podanej przez Kartezjusza. Nieprzypadkowy jest kształt jajka. Innym wzorem występującym w przyrodzie są tzw. krzywe Bauda. Optymalizują one kształt karbu jako zasady rozwoju biologicznego. Kształt ten jest zasadą rozwoju geometrii konarów drzew jak i kości w układzie szkieletowym zwierząt i człowieka. W pracy przedstawiono przykłady struktur biologicznych oraz przykłady wzorowanych na nich rozwiązań konstrukcyjnych. W szczególności wyeksponowano zagadnienia wytrzymałościowe optymalizacji kształtu struktur biologicznych. Występujące w świecie przyrody prawidłowości można sformalizować tworząc różnego rodzaju teorie matematyczne i ich przełożenia na symulacje i modelowania komputerowe. W szczególności dotyczyć to może algorytmów optymalizacyjnych wykorzystywanych w metodach projektowania inżynierskiego. Warto w tym miejscu przytoczyć konkluzję, której autorem jest słynny matematyk S. Wolfram (Nowy rodzaj nauki, 2002): *... nawet najbardziej skomplikowane zjawiska występujące w naturze ożywionej i nieożywionej wyjaśnić można prostymi mechanizmami. Dowolnie złożony efekt można uzyskać poprzez zastosowanie odpowiednio prostego algorytmu ...* W

pracy posłużyłem się m.in. przykładami zaczerpniętymi z następujących pozycji: Thompson D.W., *On Growth and Form*, 1966, Wainwright S.A., et al., *Mechanical Design in Organisms*, 1976 Mattheck C., *Engineering Components Grow like Trees*, 1989, Taber L.A., *Biomechanics of Growth, Remodeling and Morphogenesis*, 1995.

2. ZASADY BIONIKI W PROJEKTOWANIU INŻYNIERSKIM

Bionika (gr.) to nauka zajmująca się badaniem budowy i zasad działania organizmów żywych w celu wykorzystania uzyskanych wyników do projektowania i budowy nowych urządzeń technicznych. Początki tzw. nauk bioinżynierskich wiązały się z obserwacją i podpatrywaniem przyrody oraz projektowaniem na ich bazie określonych rozwiązań konstrukcyjnych. Przykładowym i bardzo spektakularnym przykładem mogą być tutaj struktury przekładkowe piór bązanta, które już w połowie ubiegłego wieku posłużyły inżynierom koncernu Junkersa do opatentowania blisko 1500 rozwiązań w konstrukcjach lotniczych. W budownictwie powszechnie wykorzystywana jest projektowanie, szczególnie fundamentowania konstrukcji w podmokłych i grząskich terenach, wykorzystujące formacje podporowe korzeni drzew. Prawo kształtowania struktur w przyrodzie (... *im mniejsza jest przenoszona struktura, tym cieńsza może być jej struktura nośna* ...) stanowi fundamentalną zasadę w projektowaniu konstrukcji budowlanych. Rozwiązania występujące w świecie natury dalej często pozostają jednak niedoścignionym wzorem. W konstrukcji najwyższych wież, masztów czy tzw. 'drapaczy chmur' stosunek wysokości do jej średnicy na ogół nie przekracza 50, podczas gdy analogiczny parametr dla większości zbóż czy traw nierzadko zbliża się do 200. Konstrukcja łodygi skrzypa czy widłaka dalej pozostaje wzorem prostoty i optymalizacji wytrzymałościowej konstrukcji prętów, kolumn i słupów – Rys.1.



Rys. 1. Formacje teowników i dwuteowników w konstrukcji łodygi skrzypa i widłaka na tle najwyższych budowli świata

3. OPTIMALIZACJA KSZTAŁTU STRUKTUR BIOLOGICZNYCH

W mechanizmach rozwoju adaptacyjnego kwintesencją teorii tej jest zdanie z cytowanej już wcześniej pracy D.W. Thompsona: ... *w ekstremalnych warunkach współzawodnictwa w zdobywaniu przestrzeni życiowej i poszukiwaniu różnych form energii tylko najbardziej ekonomicznie pracujące konstrukcje są w stanie przetrwać* Przy podejściu z punktu widzenia mechaniki i wytrzymałości materiałów do tak rozumianej funkcjonalnej adaptacji struktur biologicznych słowo 'optimum' oznacza minimum masy (ciężaru) oraz odpowiednią wytrzymałość dla wszystkich występujących możliwych przypadków obciążeń. Tłumaczy to przykładowo dlaczego drzewa na zboczu zawsze rosną w kierunku wyznaczonym środkiem

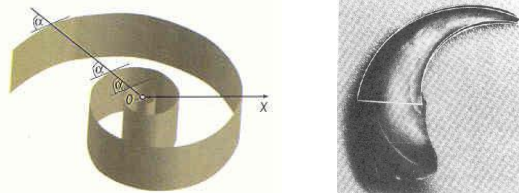
ciężkości ziemi, niepryzmatyczny kształt pnia drzewa w każdym przekroju charakteryzuje się zależnością $h \sim D^3$ (gdzie h jest wysokością, a D średnicą), a pnie drzew rosnących na nadmorskich brzegach o dominującym kierunku wiatru mają tendencję do opalizacji w celu zwiększenia sztywności w tym kierunku.

Dla struktur kostnych znakomitą ilustracją mechanizmów rozwoju adaptacyjnego jest przedstawiona poniżej tabela 1, w której zestawiono własności wytrzymałościowe trzech różnych materiałów kostnych. Tkanki te pochodzą z tej samej tkanki łącznej zarodkowej, ale na skutek różnych funkcji pełnionych w organizmie w wyniku funkcjonalnej adaptacji ich własności są skrajnie różne.

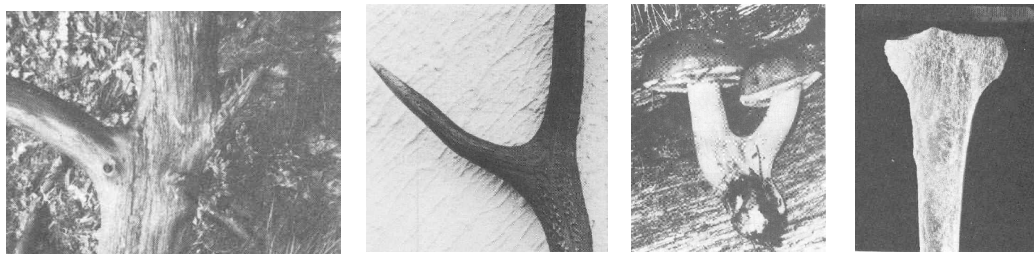
Tab.1. Własności wytrzymałościowe trzech różnych form tkanki kostnej zbitej ilustrujące zasadę funkcjonalnej adaptacji (W_f – praca zniszczenia, σ_g – wytrzymałość na zginanie, E – moduł sprężystości, m – stopień mineralizacji, ρ – gęstość

Forma kostna tkanki zwartej	Róg jelenia	Kość udowa wołu	Kość ucha środkowego wieloryba
W_f [Jm ⁻²]	6190	1710	200
σ_g [MPa]	179	247	33
E [GPa]	7.4	13.5	31.3
m [%]	59.3	66.7	86.4
ρ [10 ³ kgm ⁻³]	1.86	2.03	2.47

W optymalne kształty struktur biologicznych często można wpisać wspomniane już krzywe spirali logarytmicznej czy krzywe Bauda – Rys. 2, 3. Problematyka ta zostanie szerzej przedstawiona w prezentacji.



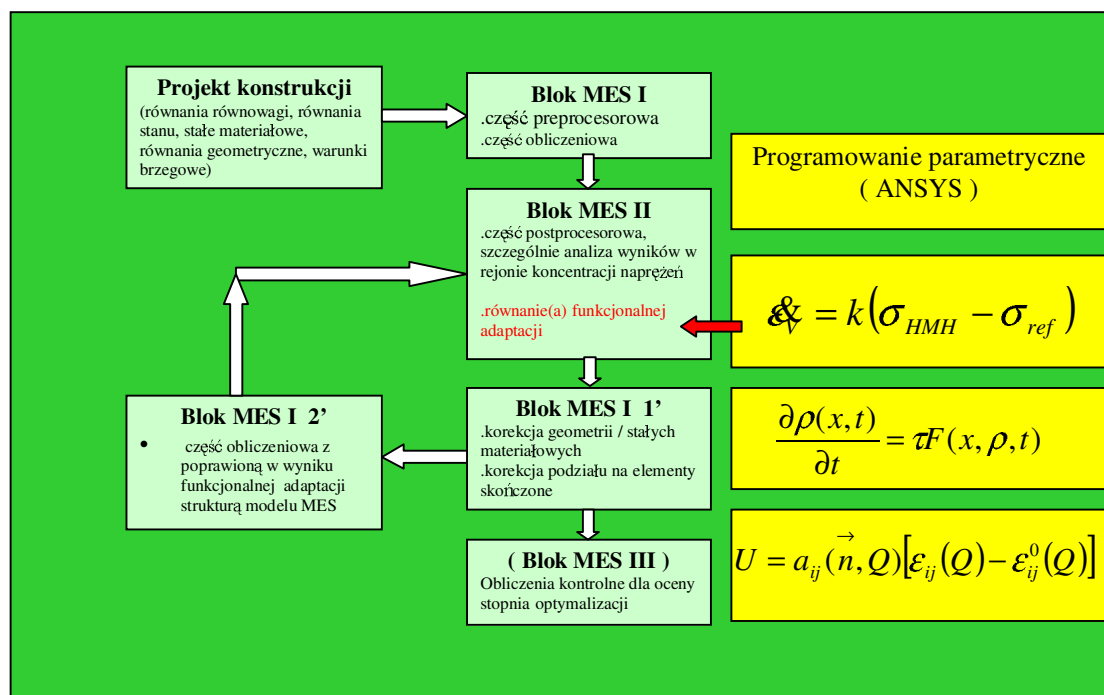
Rys. 2. Optymalny wytrzymałościowo kształt konturu pazura rodziny kotów



Rys. 3. Konturowe krzywe Bauda dla różnych form struktur biologicznych minimalizujące wpływ koncentracji naprężeń od działania 'karbu'

Zasady mechanizmów rozwoju adaptacyjnego można znakomicie ująć w ramy schematu optymalnego kształtowania wytrzymałościowego. Schemat taki poza klasycznymi etapami

związanymi z doбором kryterium optymalizacji i zapisaniem odpowiedniej funkcji celu, doбором zmiennych optymalizacji, sformułowaniem ograniczeń i przyjęciem równań stanu powinien zawierać równanie(a) opisujące mechanizm funkcjonalnej adaptacji. W literaturze przyjmuje się różne wielkości sterujące tym mechanizmem – mogą to być wielkości typu przemieszczeniowego, odkształceniowego, naprężeniowego bądź np. rozkład gęstości. Schemat blokowy iteracyjnego procesu optymalizacyjnego wspomaganego komputerowo realizującego proces funkcjonalnej adaptacji przedstawia Rys. 5.



Rys. 5. Schemat blokowy optymalizacji z uwzględnieniem funkcjonalnej adaptacji

LITERATURA

- [1] Cowin S.C., et. al.: Proceed. Bone Cell and Tissue Mechanics, C.I.S.M., Udine, 1995.
- [2] Mattheck C.: Engineering components grow like trees, Kernforschungszentrum, Karlsruhe, 1989.
- [3] Taber L.A.: Biomechanics of growth, remodeling and morphogenesis, Applied Mechanical Review, vol. 48, no. 8, (1995), pp. 487 - 545.
- [4] Thompson D.W.: On growth and form, Springer, 1966.

FUNCTIONAL ADAPTATION IN NATURE – SHAPE OPTIMIZATION OF BIOLOGICAL STRUCTURES

Summary. The paper presents the fundamentals and the main assumptions of the theory of functional adaptation in nature. The presentation has been illustrated with the examples of biological structures and constructions based on those designs. In particular, the problems of strength optimization of the shape of biological structures have been worked out.

Agnieszka MUSIOLIK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Paweł JURECZKO, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

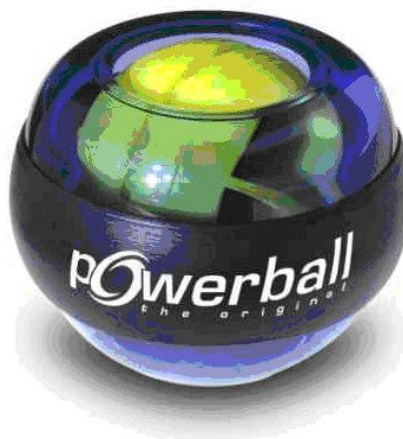
PROTOTYP URZĄDZENIA DO ĆWICZEŃ CZYNNYCH W ODCIĄŻENIU Z OPOREM MIĘŚNI PROSTOWNIKÓW PALCÓW I NADGARSTKA

Streszczenie. W artykule zostały przedstawione dostępne na rynku urządzenia do rehabilitacji ręki. Dodatkowo przeprowadzono badanie w systemie BTS SMART w celu wyznaczenia prędkości i przyspieszeń ręki. Ponadto zaproponowano nowy model prototypu urządzenia do rehabilitacji ręki dla chorych z niedowładem połowicznym kończyny górnej lewej i prawej po urazach mózgowych.

1. WSTĘP

Dostęp do nielicznych urządzeń na rynku do rehabilitacji ręki powoduje potrzebę tworzenia nowych rozwiązań usprawniających rękę. Wymusza to szukanie nowych sposobów i metod rehabilitacji ręki. Spośród dostępnych na rynku można wyróżnić m.in. :

a) Żyroskop – przedstawiony na rys.1 - jest doskonałym urządzeniem treningowym służącym do ćwiczenia mięśni ramienia i przedramienia, nadgarstka oraz siły uchwytu.



Rys. 1. Żyroskop

b) Piłeczka „Jeżyk” – przedstawiona na rys.2 - zalecana w rehabilitacji pourazowej dłoni. Kolce w postaci stożkowatych zgrubień powierzchni piłki pobudzają receptory czuciowe. Służą do masażu stref dotyku dłoni.



Rys. 2. Piłeczka "Jeżyk"[3]

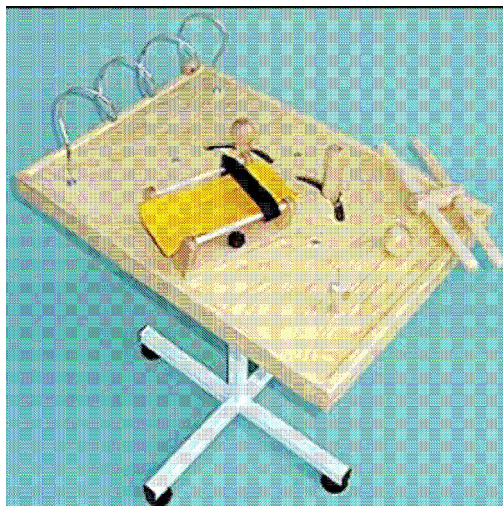
- c) Tablice do ćwiczeń manipulacyjnych ręki - umożliwiają wykonanie ćwiczeń czynnych z oporem. Znajdują zastosowanie w rehabilitacji ręki szczególnie przy dysfunkcjach po stanach pourazowych, w schorzeniach neurologicznych i reumatoidalnych.
- Tablica typ RR-A – przedstawiona na rys.3-przeznaczona jest do ćwiczeń czynnych z oporem. Służy głównie do ćwiczeń mających na celu uzyskanie przyrostu siły i wytrzymałości ręki. Przyczynia się do poprawy zdolności manipulacyjnych ręki oraz zwiększenia zakresu ruchomości stawów ręki. Zestawienie urządzeń: wałek, klapka dłoni, spirala pionowa, kosz drewniany, koło drewniane i uchwyt.



Rys. 3. Tablica typu RR-A [3]

- Tablica typu RR-B – przedstawiona na rys.4 - Przeznaczona do ćwiczeń czynnych ręki. Służy głównie do ćwiczeń mających na celu poprawę zdolności manipulacyjnych oraz koordynacji ruchowej i wzrokowo – ruchowej ręki.

Przyczynia się również do wzrostu siły mięśni ręki. Zestawienie urządzeń: „rak” drewniany, spirala pozioma, kula ze sprężyną, kosz drewniany, wałek ze sprężyną, pokrętło i kula.



Rys. 4. Tablica typu RR-B [3]

Wyżej wymienione urządzenia są najczęściej stosowanymi w rehabilitacji i są łatwo dostępne na rynku.

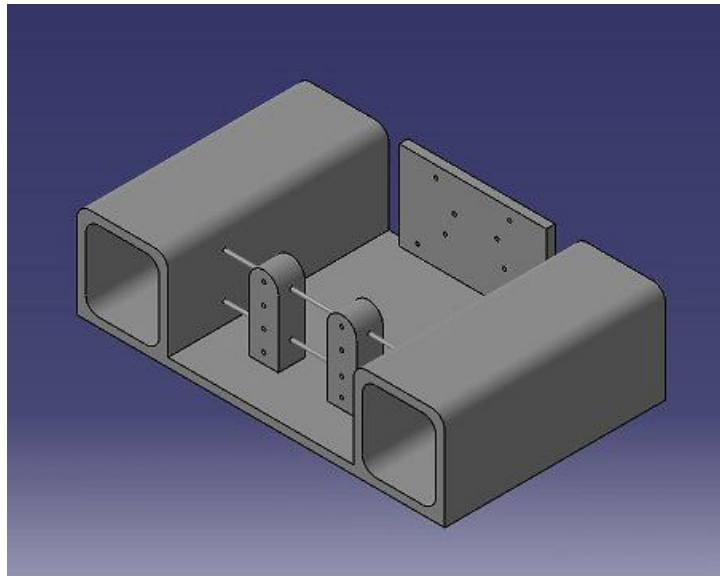
2. PROTOTYP URZĄDZENIA DO REHABILITACJI RĘKI

Prototyp urządzenia do ćwiczeń czynnych w odciążeniu z oporem mięśni prostowników palców i nadgarstka jest przeznaczony dla chorych z niedowładem połowicznym kończyny górnej lewej i/lub prawej po urazach mózgowych z uwzględnieniem testu funkcjonalnego wg Bunnella [2] w piątym okresie zdrowienia. Test ten jest wykonywany przy wyprostowanej ręce i składa się z dwóch części:

- Najpierw wykonuje się badania w których oceniane są czynne i bierne ruchy we wszystkich trzech stawach palca.
- Następnie fiksuje się staw śródrečno-paliczkowy w wyproście i ponownie bada się zgięcie stawu międzypaliczkowego bliższego i dalszego.

W przypadku niedokrwiennego przykurczu mięśni wewnętrznych ręki, w czasie stabilizacji stawu śródrečno-paliczkowego palca w wyproście ani staw międzypaliczkowy bliższy, ani dalszy nie mogą być czynnie i bierne zginane (przyczyną jest skrócenie mięśni międzykostnych). Czynne lub bierne zgięcie nadgarstka umożliwia czynne zgięcie bliższych i dalszych stawów międzypaliczkowych palców. Test Bunella umożliwia różnicowanie przykurczu niedokrwiennego od innych zmian stawowych, takich jak np. zeszywnienia stawów, zrostów ścięgien i zapaleń pochewek ścięgniastych, które dają wynik ujemny w tym teście [2].

Na rys. 5 przedstawiono model prototypu urządzenia. Wirtualny model został zaprojektowany w programie Unigraphix 5.0.



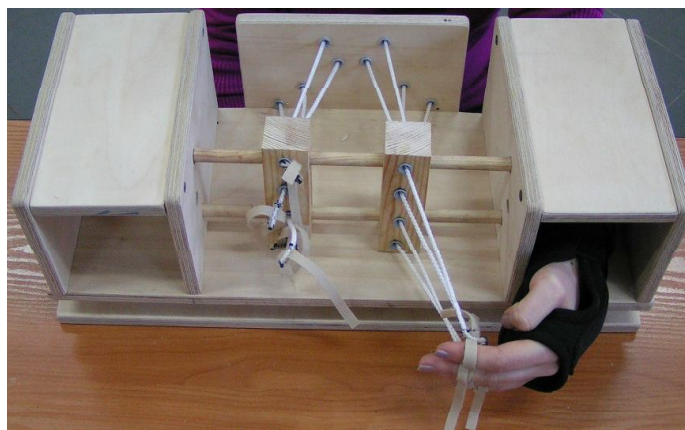
Rys. 5. Wirtualny model prototypu.

Prototyp urządzenia składa się z 8 linek (1 linka odpowiada 1 palcowi), do których z jednej strony są przyłączone rzepy, a z drugiej strony ciężarki oraz ze stabilizatora stawu nadgarstkowego. Kciuk nie jest poddawany ćwiczeniom. Na rys.6 przedstawiono stabilizator nadgarstka i ciężarki.

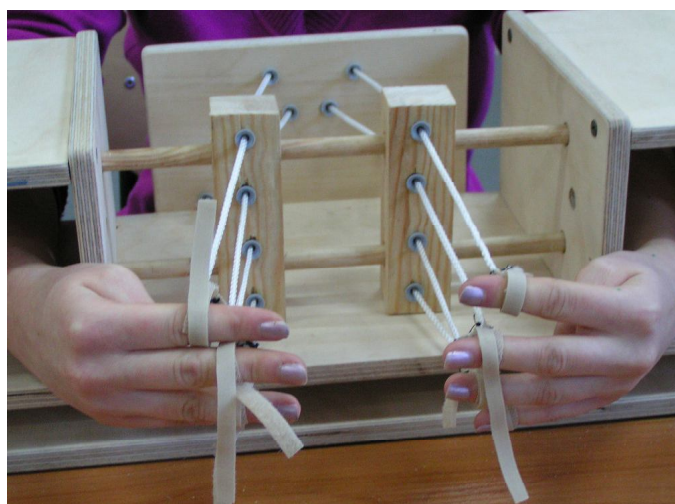


Rys. 6. Ciężarki i stabilizator nadgarstka [3]

W związku z uszkodzeniami kończyn górnych, a w szczególności prostowników palców odpowiedzialnych za prostowanie palców w stawach śródrečno-paliczkowych powstało urządzenie służące do usprawnienia ręki, a w szczególności czynności chwytu cylindrycznego. Na rys.7 przedstawiono prototyp urządzenia do ćwiczeń.



Rys. 7. Prototyp urządzenia do ćwiczeń.



Rys. 8. Sposób umieszczenia palców w urządzeniu.

Na palce nasuwa się rzepy połączone z linkami, a na końcu każdej linki umieszczony jest ciężarek. Wskutek działania obciążenia, w postaci ciężarka zawieszzonego na końcu linki, chory odczuwa opór, który pokonuje, aby zgiąć palec. Przyczynia się to do poprawy zdolności manipulacyjnych ręki oraz zwiększenia zakresu ruchomości stawów ręki.

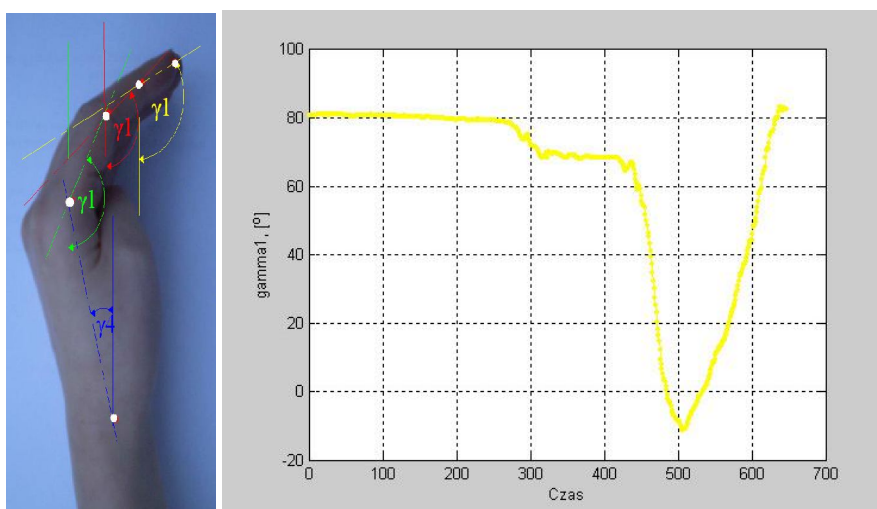
Na każdą z rąk zakłada się stabilizator nadgarstka, aby uniemożliwić ruch w tym stawie. Istnieje również możliwość ćwiczenia jednej ręki. Rękę ze stabilizatorem umieszczamy w urządzeniu do ćwiczeń i blokujemy rzepem staw łokciowy. Ćwiczenie wykonujemy wtedy, gdy ręka jest unieruchomiona, a możliwy jest tylko ruch palcami. Ćwiczenie polega na tym, że chory prostuje i zgina palce, na których są przyłączone rzepy z linkami, aby podnieść ciężarek. Masę ciężarka ustala się indywidualnie dla każdego chorego. Ćwiczenie to pozwala na rehabilitację prostowników palców oraz nadgarstek.

3. BADANIE W SYSTEMIE BTS SMART

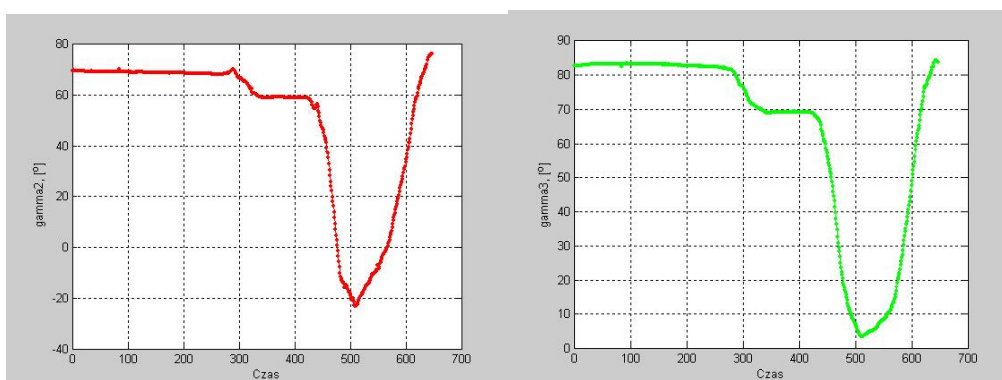
Badanie zostało wykonane na ręce zdrowej. Celem badania jest wyznaczenie kątów w stawach paliczków palców, oraz prędkości i przyspieszeń jakie generuje ręka podczas wykonywania ćwiczenia. Markery zostały umieszczone w następujących punktach: czubek palca, staw pomiędzy paliczkiem dalszym a środkowym, staw pomiędzy paliczkiem środkowym a bliższym i staw pomiędzy paliczkiem bliższym a śródreżem.

Wyniki pomiarów zostały obliczone w programie Matlab 6.5

1. Kąty w stawach paliczków palca i nadgarstka przedstawiono na rysunkach 9 i 10.

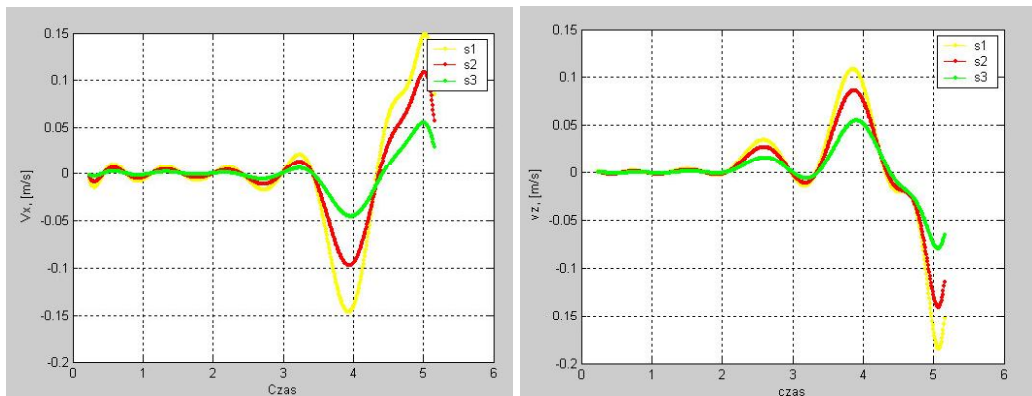


Rys. 9. Kąt w stawie pomiędzy paliczkiem dalszym a środkowym

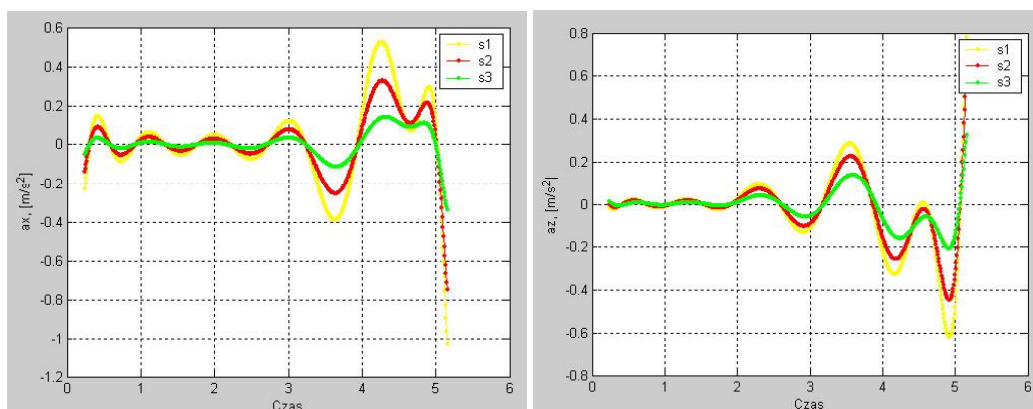


Rys. 10. Kąt w stawie pomiędzy paliczkiem środkowym a bliższym oraz paliczkiem bliższym a śródreżem

- Prędkości liniowe i kątowe oraz przyspieszenia środków mas paliczków i śródręcza przestawione zostały na rysunkach 11 i 12.



Rys. 11. Prędkości liniowe środków mas paliczków ręki na osi X i Z



Rys. 12. Przyspieszenia liniowe środków mas paliczków ręki na osi X i Z

3. PODSUMOWANIE

Funkcjonowanie ręki jest niezwykle ważne w życiu człowieka. Ręka używana jest przez człowieka jako narzędzie pracy. Jej gesty stanowią symbole powitania, prośby czy potępienia [1]. Dlatego tak ważne jest osiągnięcie jak największej sprawności ręki dla osób, które wskutek wypadku bądź choroby mają problemy z przywróceniem pełnej funkcjonalności ręki.

Prototyp urządzenia ma służyć poprawie zdolności manualnych ręki w celu osiągnięcia jak największej sprawności poprzez rehabilitację m.in. mięśni prostowników palców.

LITERATURA

- [1]. Nowak Ewa "Ocena funkcjonalna ręki dziecka na potrzeby projektowania i rehabilitacji" (Warszawa, 1997). IPW
- [2]. Klaus Buckup "Testy kliniczne w badaniu kości, stawów i mięśni "(Warszawa, 2007), Wydanie III
- [3]. [http://www.minisport.pl/index.php/mkSklep/shop.flypage/rehabilitacja,ebb0f8ad159d2fc594c6fcd1ab6deb8e//pileczka_Język_10_cm,367//Itemid,/](http://www.minisport.pl/index.php/mkSklep/shop.flypage/rehabilitacja,ebb0f8ad159d2fc594c6fcd1ab6deb8e//pileczka_Język_10_cm,367//Itemid/)

**THE PROTOTYPE OF THE DEVICE TO ACTIVE PRACTICES IN THE
RELIEF WITH THE RESISTANCE THE MUSCLES
RECTIFIERS OF FINGERS AND THE WRIST**

Summary. This paper is a demonstration of the prototype of the device to active practices in the relief with the resistance of the muscles rectifiers to the fingers, with the partial paresis of the upper limb left and / or right after cerebral injuries. Furthermore it includes a investigation of the hand in the BTS SMART Software and results.

Patrycja PARTYKA, Katedra Inżynierii Materiałowej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń;

Maciej HAJDUGA, Katedra Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała; Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń

OCENA STRUKTURALNA WYBRANYCH STOPÓW Cr-Ni NA PODSTAWIE BADAŃ METALOGRAFICZNYCH

Streszczenie. Praca zawiera analizę makroskopową struktur stopów chromowo-niklowych wykorzystywanych w technice dentystycznej. Obserwacja okiem nieuzbrojonym oraz przy niewielkim powiększeniu pozwala na wysunięcie wniosków na temat jakości odlanego stopu, a w przypadku wystąpienia nieprawidłowości strukturalnych umożliwia określenie przyczyn powstałych wad. Wykazano, iż prawidłowa pod względem technologicznym konstrukcja odlewów oraz poprawne przeprowadzenie procesów technologicznych są czynnikami umożliwiającymi uzyskanie prawidłowej struktury odlewu.

1. WSTĘP

Analizując strukturę stopów chromowo-niklowych posługujemy się między innymi badaniami makroskopowymi. Opierają się one na obserwowaniu okiem nieuzbrojonym bądź pod niewielkim powiększeniem powierzchni materiału, która uprzednio została odpowiednio przygotowana poprzez wyszlifowanie powierzchni, jej wypolerowanie czy też poddanie powierzchni próbki działaniu odczynników chemicznych [1].

Skład odczynników dobiera się w zależności od badanego materiału i efektu działania na poszczególne składniki strukturalne.

Do tego typu badań metalograficznych wykorzystuje się między innymi odczynniki ujęte w normie polskiej PN – 61/ H – 04502. Do najbardziej popularnych substancji trawiących należą: odczynnik Baumana, Heyna, Anczyca czy też Oberhoffera. Pozwalają one na ujawnienie struktury pierwotnej a także segregacji siarki lub fosforu. Ich działanie oparte jest na wykorzystaniu zjawiska korozji – wyzerają wytracenia niemetaliczne oraz silnie atakują nieciągłości [2].

Nowatorską metodą przeprowadzenia badań makroskopowych jest podgrzanie odczynnika trawiącego lub próbki przeznaczonej do trawienia o kilkanaście do kilkuset stopni w celu przyspieszenia procesu trawienia. Właściwość tę wykorzystano między innymi w próbie Meyera i Michholza czy też w trawieniu odczynnikami Portweina i Bastiena.

Przeprowadzenie badań makroskopowych pozwala ujawnić struktury stopów oraz wykryć zanieczyszczenia czy też wady takie jak nieciągłości w postaci pęcherzy, pęknięć, zwalcowań, jam skurczowych itd. [3].

Dzięki takiej analizie możemy określić prawidłowość struktury czy też ustalić przyczynę powstałych wad, co z kolei może posłużyć do rozwiązania konkretnych problemów technicznych, a także uchronić od popełniania błędów użytkowych bądź wykonawczych w przyszłości.

2. BADANIA MAKROSKOPOWE

2.1 Metodyka badań

W przeprowadzonych badaniach poddano analizie makroskopowej stopy chromowo – niklowe występujące pod nazwami handlowymi: Wirocer, Wirocer plus, Heraenium NA, Remanium CS oraz Magnum AN.

Stopy chromowo-niklowe są stosowane w odlewnictwie każdego typu protez stałych, w których nie jest wymagana cecha sprężystości. Charakteryzują się one następującymi właściwościami: gęstość 8,2 – 8,3 g/cm³, zakres temperatur topnienia 1250- 1430 °C, twardość w granicach 190 N/mm² w skali Vickersa, moduł elastyczności ok. 200 GPa. Odnaczają się one również dobrą płynnością, wykazują dużą odporność na ciemnienie w środowisku jamy ustnej dzięki tworzeniu się na nich pasywnej warstewki tlenków, są odporne na korozję w środowisku jamy ustnej, wykazują wysoki potencjał elektrochemiczny, są nieodporne na działanie kwasu solnego i siarkowego [4,5,6].

Stopy poddane analizie strukturalnej odlano metodą konwencjonalną za pomocą palnika tlenowo-acetylenowego oraz wirówki.

Materiał przeznaczony do badań pobrano z obszaru reprezentatywnego dla całego elementu, a następnie poddano zabiegowi inkludowania (inkludowanie – umieszczenie w materiałach syntetycznych, żywicach, niskotopliwych substancjach niemetalicznych lub stopach metalowych). Tak przygotowane poddano szlifowaniu, polerowaniu oraz trawieniu chemicznemu.

Szlifowanie polega na usunięciu materiału próbki w wyniku działania na jej powierzchnię środka ściernego związanego w sposób trwały z powierzchnią szlifierską [4]. Obróbka szlifierska wykonywana jest na tokarkach lub frezarkach, a następnie za pomocą papierów ściernych o malejącej ziarnistości (nie mniejszej niż 0,062 mm). W ten sposób otrzymujemy powierzchnię lustrzaną z bardziej lub mniej widocznymi rysami.

Wyszlifowaną próbkę poddajemy polerowaniu wstępnemu oraz końcowemu. Wykorzystujemy w tym celu identyczne środki ściernie jak podczas szlifowania, jednak podłoże musi umożliwić swobodny ruch ziaren środka ściernego w kierunku pionowym i poziomym jednocześnie [7]. Polerowanie końcowe może być przeprowadzone kilkoma metodami:

- 1) mechanicznie za pomocą sukna polerskiego nałożonego na tarczę polerki, zwilżonego zawiesiną tlenku aluminium (tlenku żelaza) w wodzie;
- 2) chemiczno-mechanicznie używając środka trawiącego bezpośrednio na płótnie polerskim wraz ze środkiem ściernym;
- 3) chemicznie przecierając mieszaniną kwasów i rozpuszczalników powierzchnię próbki;
- 4) elektro-chemicznie wykorzystując energię powstającą w trakcie przepływu elektrolitu ze środowiskiem ściernym;
- 5) elektrolitycznie rozpuszczając anodowo warstwę wierzchnią szlifu [7].

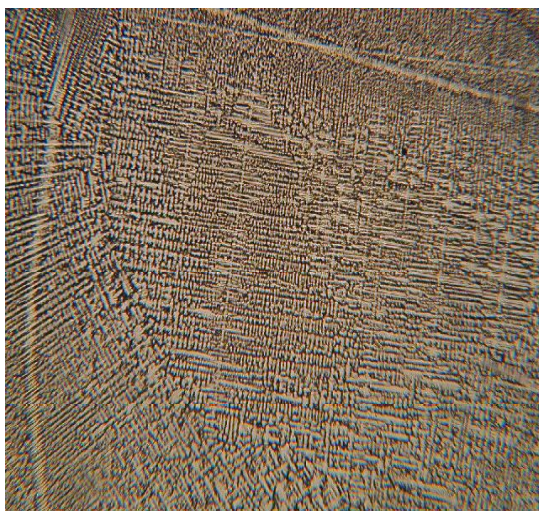
Tak spreparowane próbki metalograficzne poddaje się trawieniu chemicznemu wykorzystując odczynniki trawiące granice ziarn lub faz, czy też odczynniki o działaniu selektywnym rozpuszczającym lub barwiącym dany składnik struktury umożliwiając przy tym jego identyfikację. Stopy Cr-Ni wykorzystywane w badaniach trawiono przy użyciu odczynnika Mi17Cu, w skład którego wchodzi: 30 cm³ kwasu solnego, 10 g chlorku żelazowego, 120 cm³ alkoholu etylowego 96-procentowego. Wacikiem zamoczonym w substancji trawiącej przetarto zgłady próbek. Trawienie odbywało się w temperaturze otoczenia a jego czas, był uwarunkowany od jego skuteczności, wynosił minimalnie 30 sekund. Następnie próbki zostały opłukane pod bieżącą wodą i osuszone w strumieniu powietrza. Tak przygotowane do



Rys.1. Próbkę ze stopu Wirocer plus



Rys.2. Próbkę ze stopu Heraenium NA



Rys.3. Materiał Magnum AN,
traw. Mi17Cu, pow. 20x



Rys.4. Materiał Wirocer,
traw. Mi17Cu, pow. 10x

2.2 Wyniki badań i dyskusja

Obserwując okiem nieuzbrojonym wykonane próbki ze stopów Cr-Ni możemy dostrzec liczne wady o charakterze nieciągłości takie jak: niedolewy, pęcherze czy chropowatość.

Struktura na rys.1 charakteryzuje się brakiem pewnych części lub niepełnym ich odtworzeniem. Tego typu wada zwana jest *niedolewem* i tworzy się w skutek niepełnego wypełnienia formy ciekłym metalem. Na jej powstanie mogą mieć wpływ takie czynniki jak: lejność stopu, temperatura ciekłego metalu, obecność tlenków metali w stopie, nieprawidłowe

zaprojektowanie rozmieszczenia odlewów w choince odlewniczej oraz nieodpowiednia budowa układu wlewowego.

Na lejność stopu znaczny wpływ ma skład chemiczny stopu i temperatura zalewania form. Im lepsza lejność stopu, tym mniejsza skłonność do nieprawidłowego zapełnienia formy i niedokładnego odwzorowania jej kształtów [8]. Skłonność do tworzenia się niedolewów maleje wraz ze wzrostem temperatury ciekłego stopu metalu. Ilość tlenków powstałych w trakcie wytopu lub podczas zalewania form prowadzi do obniżenia lejności.

Aby uniknąć powstawania niedolewów należy zachować odpowiednią szybkość podnoszenia się poziomu metalu w formie np. poprzez dobór właściwych wlewów doprowadzających oraz odpowiednie ułożenie odlewanych przedmiotów, a także zadbać o zachowanie odpowiednich czynników i parametrów procesu jak temperatura zalewania, odpowiedni skład chemiczny stopu oraz staranne przygotowanie form do zalewania [8].

Na wszystkich badanych próbkach możemy stwierdzić obecność *pęcherzy gazowych* (rys.2). Powstają one wówczas, gdy gazy wydzielające się po zalaniu formy oraz zassane powietrze przenikają do metalu i nie mogą przemieścić się przez krzepnący odlew [9]. Mogą się one utworzyć także, gdy na powierzchni formy znajdują się jakiegokolwiek elementy gazotwórcze lub gdy masa formierska jest zbyt wilgotna, niedostatecznie przepuszczalna, o dużej higroskopijności w stanie wysuszonym, posiada nadmierną ilość składników gazotwórczych. Pęcherze mogą występować z powodu nieprawidłowo wykonanego lub źle funkcjonującego układu wlewowego, powodującego zbyt burzliwe wpływanie metalu do wnęki formy.

Nie zachowanie absolutnej próżni w trakcie rozrabiania masy osłaniającej z płynem najprawdopodobniej odzwierciedliło się w postaci powstawania pęcherzy gazowych w badanych próbkach. Należy zwracać szczególną uwagę na właściwą procedurę przygotowania masy ogniotrwałej.

Zwracając uwagę na widok ogólny próbek na wielu dostrzec lub wyczuć możemy nierówności powierzchni odlewu mające różny kształt i wielkość – *chropowatość*. Powstaje ona zwykle jako skutek niegładkiej powierzchni formy, a także w skutek zmian jakim ulega materiał formy pod wpływem wysokiej temperatury ciekłego metalu. Odlewy mają tym gładszą powierzchnię, im bardziej drobnoziarnista jest osnowa piaskowa formy.

Wpływ na powstawanie takich nierówności powierzchni ma także użycie form zbyt długo przetrzymywanych po ich wykonaniu przez zalaniem metalem lub form uszkodzonych.

Chropowatość odlewu tworzy się często z powodu zbyt wysokiej temperatury zalewania lub zalewanie zbyt silnym strumieniem metalu.

Chropowatość można znacznie zmniejszyć poprzez odpowiednie oczyszczenie odlewu, a także poprzez wykorzystanie mas formierskich o optymalnych właściwościach dla danego stopu.

Badania makroskopowe stopów przy użyciu mikroskopu optycznego w powiększeniu 20x umożliwiło identyfikację struktury pierwotnej stopów. Widoczne stały się takie elementy struktury jak *osie dendrytów* (rys.3), jeszcze bardziej zauważalne stały się granice ziarn (rys.4). Segregacja dendrytyczna powstaje w wyniku nierównomiernego rozpuszczenia się w metalu niektórych zanieczyszczeń [10]. Zmniejsza ją wyżarzanie ujednorodniając. Podczas tego procesu zmniejsza się twardość i jego ustabilizowanie sygnalizuje zakończenie procesu.

2.3 Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań strukturalnych makroskopowych można wysnuć następujące wnioski:

- 1) Badania makroskopowe pozwalają na stosunkowo szybką identyfikację powstałych wad i przyczyn ich tworzenia się, co pozwala na skuteczne ich wyeliminowanie z procesu produkcyjnego.
- 2) Zbyt krótkie lub za intensywne trawienie zgładów powoduje zniekształcenie obrazu struktury stopu podczas obserwacji makroskopowej lub całkowicie uniemożliwia jego identyfikację.
- 3) Najczęstszymi przyczynami powstawania wad struktury stopów są błędy na poszczególnych etapach wytwarzania odlewu, takie jak: nieprawidłowe zaprojektowanie układu wlewowego, zła jakość formy odlewniczej, zachowywanie nieprawidłowych parametrów podczas topienia metalu.
- 4) Prawidłowa pod względem technologicznym konstrukcja odlewów oraz poprawne przeprowadzenie procesów technologicznych są czynnikami niezbędnymi umożliwiającymi uzyskanie prawidłowej struktury odlewu.

LITERATURA

- [1] Przybyłowicz K.: Metaloznawstwo cz. I. Struktura metali i stopów. Metody badania. Kraków: Wyd. AGH, 1980.
- [2] PN – 61 / H – 04502: Odczynniki do badania makrostruktury stopów żelaza.
- [3] Janas R.: Materiałoznawstwo z ćwiczeniami laboratoryjnymi. Warszawa: PWN, 1987
- [4] Kordasz P., Wolanek L.: Materiałoznawstwo protetyczno – stomatologiczne. Warszawa: PZWL, 1983.
- [5] Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Kraków: Wyd. Stomatologiczne SZS – W 2000.
- [6] Shillinburg A.T., Hobo S., Whitseet L.D.: Protezy stałe. Zarys postępowania klinicznego i laboratoryjnego. Warszawa: Wyd. Kwintesencja, 1997.
- [7] Cebula D., Wiedermann J.: Badania metalograficzne. Preparatyka i metody badań. Warszawa: Biuro Gamma, 1999.
- [8] Zych J.: Analiza wad odlewów. Wybrane zagadnienia – laboratorium. Kraków: Wyd. AGH, 1993.
- [9] Fałęcki Z.: Analiza wad odlewów. Skrypty uczelniane nr 1283.; Kraków: Wyd. AGH, 1991.
- [10] Wendorff Z.: Metaloznawstwo. Warszawa: WNT, 1976.

ANALYSIS OF THE STRUCTURES OF SELECTED CHROME-NICKEL ALLOYS BASED ON MACROSCOPIC INVESTIGATIONS

Summary. The thesis contains macroscopic analysis of the structures of samples of chrome-nickel used in dental technique. Observation of etched samples was conducted by unaided eye as well as at small magnification, up to 30 times. Macroscopic tests allow for drawing conclusions about the quality of a cast alloy, and in case of occurrence of structural irregularities, they permit identification of the causes for the defects. It was demonstrated that technologically correct structure of casts and correct conduct of technological processes are factors that facilitate obtaining a correct structure of the cast.

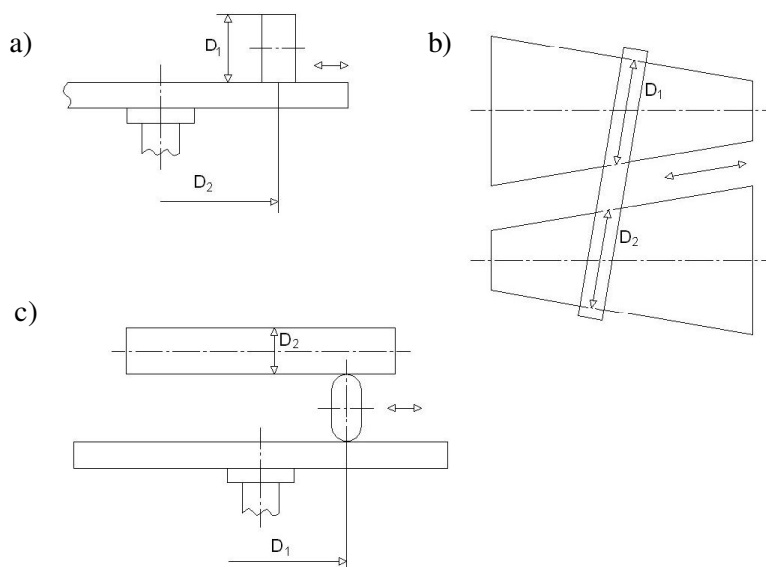
Michał PIERSA, Koło Naukowe Aparatury Biomedycznej, Instytut Mikromechaniki i Fotoniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

PRZEKŁADNIA ŁAŃCUCHOWA O ZMIENNYM PRZEŁOŻENIU W ZASTOSOWANIU DO WÓZKA INWALIDZKIEGO

Streszczenie. Niniejszy referat traktuje o konstrukcji mechanizmu przekładniowego ze zmiennym przełożeniem, który zastosowano w kołach wózka inwalidzkiego. Projekt oparty został o wykorzystanie powszechnie dostępnych części rowerowych oraz zasady działania mechanizmu przerzutek stosowanego w rowerach. Zostaną przedstawione zalety oraz wady takiego rozwiązania.

1. WSTĘP

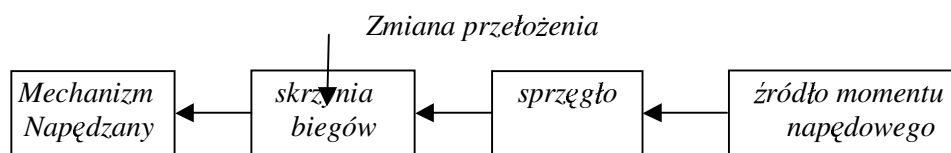
Przekładnia o zmiennym przełożeniu [1,3], jak sama nazwa wskazuje, jest to mechanizm, w którym wartość parametru opisującego przełożenie zależna jest od określonych czynników mogących zmieniać się w czasie. Charakter tych zmian może być okresowy (np. w zależności od kąta obrotu) bez możliwości sterowania lub poprzez inicjowanie układem zewnętrznym. Zmiana przełożenia może odbywać się stopniowo lub bezstopniowo – głównie za sprawą zastosowanych rozwiązań konstrukcyjnych.



Rys. 1. Przykłady przekładni ciernych o zmiennym przełożeniu [1]
a) talerzowa, b) stożkowa z paskiem, c) talerzowa z rolką

Nie można tutaj ograniczać się jedynie do dwóch współpracujących elementów, gdyż podobne funkcje mogą pełnić bardziej skomplikowane mechanizmy, jak np. skrzynie biegów. Charakteryzują się one specjalną procedurą zmiany przełożenia. Ogólnie można ją

przedstawić w ten sposób, że najpierw źródło momentu napędowego wysprężlane jest od skrzyni biegów, by następnie w niej nastąpiła zmiana przełożenia. Po zsynchronizowaniu się prędkości obrotowych odpowiednich kół zębatach następuje wsprężenie skrzyni biegów ze źródłem momentu napędowego.

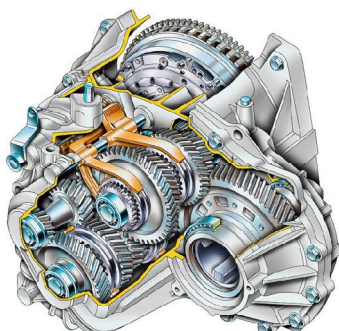


Rys. 2. Ogólna budowa mechanizmu napędowego

2. PRZYKŁADY ZASTOSOWANIA MECHANIZMÓW O ZMIENNYM PRZEŁOŻENIU

2.1. Samochody

Mechanizmy te znalazły bardzo szerokie zastosowanie. Najbardziej popularnym z nich jest samochodowa skrzynia biegów. Rozróżnia się m. in. mechaniczne, sekwencyjne (stosowane w motocyklach), hydromechaniczne (najczęściej półautomatyczne lub automatyczne) oraz bezstopniowe (stosowane w licznych nowoczesnych ciągnikach). Zastosowanie ich w znacznym stopniu poprawiło parametry ówczesnych pojazdów i stało się ich nierozłącznym elementem.



Rys. 3. Skrzynia biegów samochodu [6]

2.2. Rowery

W mechanizmie o zmiennym przełożeniu w rowerze na jednym z końców przekładni łańcuchowej mamy kasetę z kilkoma współosiowo ułożonymi, według ilości zębów oraz wielkości, kół łańcuchowych. Zasada działania polega na tym, że poprzez odpowiednie przesuwanie pantografu rowerzysta może sterować położeniem łańcucha, który przeskakuje z bieżącego koła łańcuchowego na sąsiadujące. Ponadto wózek poza prowadzeniem łańcucha ma za zadanie napinać go, aby przy zmianie współpracujących kół nie pojawiły się luzy w przekładni. Ta funkcja zrealizowana jest przy pomocy sprężyny skrętnej.



Rys. 4. Tylna przerzutka rowerowa

2.3. Wózki inwalidzkie

Jednym z nielicznych, jeżeli nie jedynym, rozwiązaniem przerzutek do wózków inwalidzkich dostępnych w sprzedaży jest rozwiązanie firmy Magic Wheels [5]. Są to niezależne mechanizmy na obie strony wózka inwalidzkiego, a każdy z nich posiada po dwa biegi. Zmiana przełożenia odbywa się poprzez obrót centralnie zamocowanego elementu. Przy pokonywaniu pochyłości można uruchomić hamulec, spełniający rolę sprzęgła jednostronnego, dzięki czemu wózek nie stoczy się

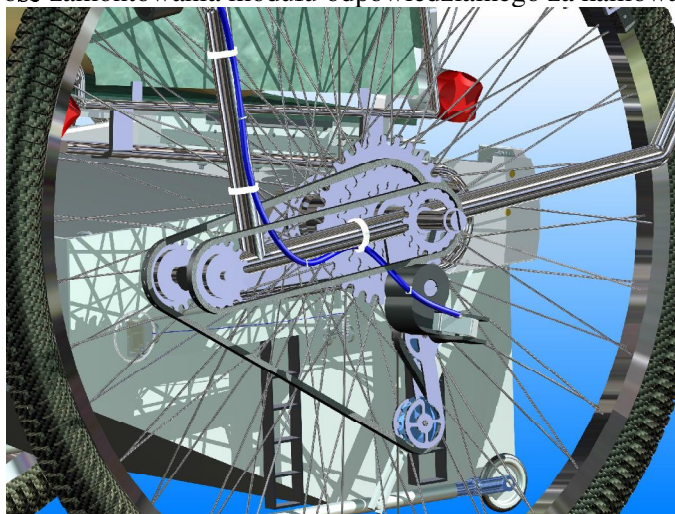


Rys. 5. Przerzutki Magic Wheels [5]

3. NOWA KONCEPCJA MECHANIZMU PRZEKŁADNI ŁAŃCUCHOWEJ O ZMIENNYM PRZEŁOŻENIU W ZASTOSOWANIU DO WÓZKA INWALIDZKIEGO

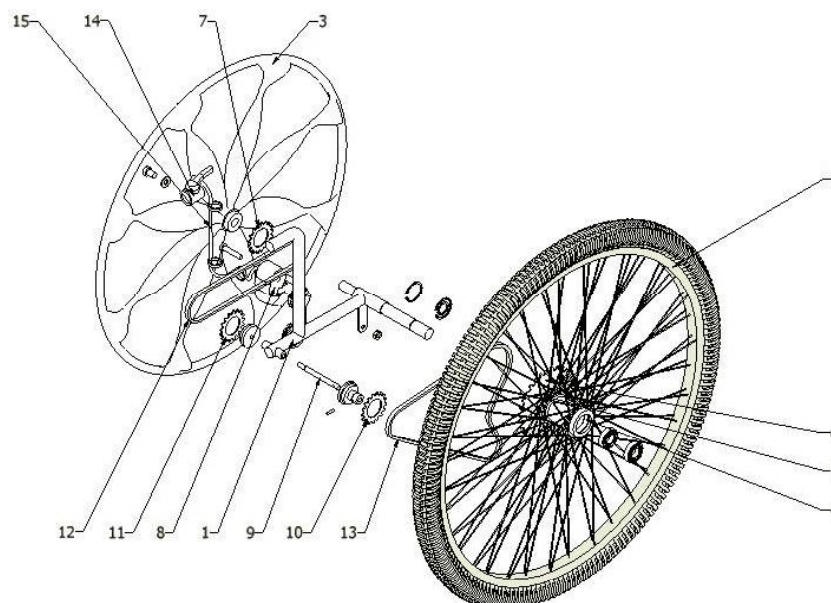
Mechanizm został zaprojektowany na bazie powszechnie dostępnych części rowerowych. Jego zadaniem jest realizowanie zmiany przełożeń podczas jazdy. Rozwiązanie to można określić mianem "przerzutek" do wózka inwalidzkiego. Ich zastosowanie ma korzystny wpływ podczas pokonywania zarówno wzniesień, jak i grząskiego podłoża, gdyż

niepełnosprawny przykładą do tego procesu mniej siły. Ponadto w mechanizmie przewidziano możliwość zamontowania modułu odpowiedzialnego za hamowanie wózka.



Rys. 6. Model CAD nowej koncepcji mechanizmu

Konstrukcję [2,4] uwidoczniiono na rys. 7, przedstawiającym mechanizm przekładniowy w kołach jako rozbity zespół w widoku izometrycznym.



Rys. 7. Nowa koncepcja mechanizmu jako rozbity zespół w widoku izometrycznym

1-rama, 2-koło jezdne, 3-pierścień zewnętrzny, 4-piasta koła jezdne, 5-tuleja pod koła łańcuchowe, 6-koła zębate, 7-koło łańcuchowe na pierścień zewnętrzny, 8-zespół przerzutki tylniej do roweru, 9-wał, 10,11-koła łańcuchowe, 12,13-łańcuchy napędowe, 14-manetka do przerzutki roweru, 15-linka sterująca

Mechanizm przekładniowy w kołach jezdnych zaopatrzonej jest w ramę (1). Na wale ramy, który ma zmienną średnicę, po jednej stronie łożyskowane jest koło jezdne (2), a po drugiej stronie łożyskowany jest pierścień zewnętrzny (3). Do piasty koła jezdne (4)

przymocowana jest wkrętami tuleja (5), na której zamocowano koła łańcuchowe (6). Na pierścieniu zewnętrznym (3) również zamocowano koło łańcuchowe (7). W miejscu połączenia wału (1) o zmiennej średnicy i ramiona na wypuszczeniu zamocowany jest zespół przerzutki tylnej (8) do roweru. Na ramieniu przekładni łożyskowany jest wał (9) o osi równoodległej i ze zgodnym kierunkiem do osi wału (1) z ramionami. Na wale (9) z obu stron zamocowane są sztywno koła łańcuchowe (10) (11) w taki sposób, aby jedno z nich za pomocą łańcucha napędowego (12) współpracowało z kołem łańcuchowym (7) zamocowanym na pierścieniu zewnętrznym (3), a drugie za pomocą łańcucha napędowego (13) współpracowało zarówno z kołami łańcuchowymi (6), jak i z zespołem przerzutki tylnej (8) do roweru. Na końcu odnogi z ramienia wału (1) zamocowana jest manetka (14) do przerzutki roweru (8), która połączona jest linką (15) sterującą z zespołem przerzutki tylnej do roweru.



Rys. 8. Nowa koncepcja mechanizmu w fazie realizacji modelu rzeczywistego

3. WNIOSKI

Do głównych zalet mechanizmu przekładniowego łańcuchowego o zmiennym przełożeniu w zastosowaniu do wózka inwalidzkiego, poza oczywistymi założeniami konstrukcji, jak możliwość zmiany przełożeń, należy łatwość w naprawie, którą może wykonać osoba bez specjalistycznej wiedzy technicznej. Dużym plusem jest również dostępność części, głównie w sklepach rowerowych. Możliwe jest zamontowanie omawianego mechanizmu w większości wózków inwalidzkich bez potrzeby dodatkowych czasochłonnych zmian w ich budowie. Największą wadą jest ingerencja w wymiary gabarytowe, która skutkuje poszerzeniem wymiarów wózka o około 90mm z każdej ze stron. Inną istotną wadą jest zwiększenie masy wózka inwalidzkiego. Prace nad udoskonaleniem mechanizmu przekładni łańcuchowej o zmiennym przełożeniu w zastosowaniu do wózka inwalidzkiego trwają nadal.

LITERATURA

- [1] Oleksiuk W., Paprocki K.: Konstrukcja mechanicznych zespołów sprzętu elektronicznego. Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1997
- [2] Paśniczek R.: Wybrane urządzenia wspomagające i fizykoterapeutyczne w rehabilitacji porażenia ośrodkowego układu nerwowego i amputacjach kończyn. Wyd. Oficyny PW, Warszawa 1998r.
- [3] Praca zbiorowa: Konstrukcja przyrządów i urządzeń precyzyjnych. WNT 1996
- [4] Sydor M.: Projekt koncepcyjny wózka inwalidzkiego aktywnego. Praca magisterska, Politechnika Zielonogórska
- [5] <http://www.magicwheels.com/>
- [6] <http://www.renaultclio.pl>

THE VARIABLE-RATIO TRANSMISSION EMPLOYED IN A WHEELCHAIR'S WHEELS

Summary. The bellow given presentation describes the construction of a variable-ratio transmission system, which was employed in a wheelchair's wheels. The project was based on the principle of a Deraileur gears. As a result commonly available bicycle parts could be used for its construction. The advantages and disadvantages of this concept will be presented over the following pages.

Maciej HAJDUGA, Katedra Inżynierii Materiałowej, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko- Biała; Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń

Aleksandra ROGALIŃSKA, Katedra Techniki Dentystycznej, Wyższa Szkoła Inżynierii Dentystycznej, Ustroń

OCENA POŁĄCZENIA METAL - CERAMIKA W ZALEŻNOŚCI OD SPOSOBU CHŁODZENIA - BADANIA WSTĘPNE

Streszczenie. Wiodącym tematem pracy jest przedstawienie charakteru połączenia metalowej podbudowy z ceramiką w zależności od sposobu chłodzenia masy osłaniającej. Praca pozwoli określić cechy struktury metalicznej chłodzonej różnymi metodami. Wykonane badania ujawniły wady w strukturze metalicznej- pozwoliły określić charakter połączenia metal- ceramika. Ukonstytuować wstępne wnioski, oceniając, że istotny wpływ na strukturę metaliczną oraz połączenie metal-ceramika ma sposób chłodzenia masy osłaniającej zaraz po odlaniu.

1. WSTĘP

Uzupełnienia protetyczne wykonane z porcelany połączonej z metalem należą obecnie do najczęściej stosowanych. Porcelana składa się z kilku warstw różnego rodzaju, napalanych na strukturę metalową. Struktura ta podtrzymuje porcelanę i poprawia jej odporność na siły zgrzyzowe w jamie ustnej. [1] Połączenia metalu z porcelaną wykorzystuje się do sporządzania koron, mostów o dużej szerokości przęsła, a także tych uzupełnień w odcinkach bocznych. Niezbędny warunek uzyskania trwałego połączenia porcelany z metalem, na który jest ona napalana, stanowi wystąpienie reakcji chemicznej pomiędzy tymi składnikami oraz odpowiednio przeprowadzona procedura laboratoryjna wszystkich etapów pracy.[2] Celem pracy jest przedstawienie charakteru połączenia metalowej podbudowy z ceramiką w zależności od sposobu chłodzenia masy osłaniającej. Praca określi charakter struktury metalicznej chłodzonej różnymi sposobami.

2. MATERIAŁY

W pracy do sporządzenia próbek użyte zostały następujące materiały [1, 2, 3]:

- 1) wosk odlewany
- 2) masa osłaniająca
- 3) stop dentystyczny
- 4) materiał ceramiczny

2.1. Wosk odlewowy

Wosk odlewowy służy do sporządzenia tych elementów protez, które zostaną w dalszym procesie wykonawczym (odlewnictwo) zamienione na stopy metali.

Głównym składnikiem jest tu wosk Karnauba, który nadaje twardość i podnosi temperaturę topnienia do 85 o C. Intensywne zabarwienie (ciemny granat, zieleń) ułatwia ocenę grubości modelowanego elementu. Najważniejsze cechy tego wosku to ostrokonturowość i właściwość całkowitego spalania, bez pozostawiania tzw. popiołu [1]. Umożliwia to stosowanie go w technice odlewniczej, gdzie woskowy element protezy jest z formy ogniotrwałej poprzez całkowite spalanie, bez pozostawienia zanieczyszczających resztek.

2.2. Masa osłaniająca

Masy ogniotrwałe, nazywane również masami osłaniającymi lub odlewniczymi, służą w technice dentystycznej do sporządzania **form odlewniczych**. W masach tych są zatapiane – wykonane wcześniej z wosku i umieszczone na kopku odlewniczym w pierścieniu – woskowe elementy protez, przeznaczone następnie do zamiany na metal w procesie odlewniczym.

W użyciu są różne rodzaje mas osłaniających w zależności od ich przeznaczenia, lecz wszystkie winny spełniać następujące **wymagania ogólne**:

- nie mogą ulegać rozpadowi w temperaturze topnienia stopu,
- muszą wykazywać odporność mechaniczną w takim stopniu, aby płynny metal nie uszkodził formy w trakcie jego włączania,
- powinny być droбноziarniste, aby uzyskany odlew miał gładką powierzchnię,
- winny charakteryzować się chemiczną obojętnością w stosunku do (płynnego) stopu,
- mieć taki współczynnik rozszerzalności, który mógłby kompensować zmianę objętości odlewów podczas ich stygnięcia, związaną z odpowiadającym danemu materiałowi współczynnikiem kurczliwości stopu,
- powinny mieć optymalny, dla wykonania czynności laboratoryjnych, czad wiązania.[4]

2.3. Stop dentystyczny

Stop dentystyczny to stopy metali, które można zdefiniować jako mieszaninę różnych metali (niekiedy z małym dodatkiem niemetalu) utworzoną w procesie ich wspólnego przetapiania, w wyniku którego powstaje materiał o innych, bardziej pożądanym, właściwościach fizykochemicznych od średnich własności poszczególnych jego składników. Stopy chromoniklowe, oparte na bazie niklu i chromu, (produkowane w różnych twardościach), o temperaturze topnienia 1350 oC, stosowane są obecnie w odlewnictwie każdego typu protez stałych, w których nie wymaga jest cecha sprężystości.[2]

W tej grupie znajdują się specjalne gatunki stopów (np. Wiron), stosowane do odlewania stałych konstrukcji protetycznych przeznaczonych do napalania porcelany, których właściwości fizyczno-technologiczne w wielu parametrach zbliżone są do stopów metali szlachetnych: płynność, łatwość topnienia, miękkość ułatwiająca obróbkę itp. Twardość stopów chromoniklowych wg skali Brinella wynosi 160 KG/mm², wytrzymałość na rozzerwanie 60-190 KG/mm², a ciągliwość 40-60%.

2.4. Materiał ceramiczny

Porcelana jest materiałem powszechnie wykorzystywanym w stomatologii. Początkowo stosowano ją do wykonywania zębów do protez ruchomych. Później porcelana była używana także do sporządzania całkowitych koron porcelanowych na zęby przednie w miejscach, gdzie nie występują duże siły zwarciove. Obecnie porcelanę stosuje się głównie do wyrobu koron złożonych metalowo-porcelanowych. Porcelana cechuje się doskonałą estetyką. W ostatnich latach wprowadzono nowe rodzaje ceramiki porcelanowej, które cechują się większą wytrzymałością, co wpłynęło na rozszerzenie wskazań do stosowania uzupełnień wykonanych z porcelany. Porcelana cechuje się dobrą transparentnością, jest mało podatna na korozję i użycie. Uważa się, że podstawową wadą porcelany jest kruchość, charakterystyczna dla ceramiki. Aby wzmocnić porcelanę, napala się ją na strukturę metalową.[3]

Wytwarzanie uzupełnień złożonych metalowo-porcelanowych. [2]

Pierwszym etapem jest przygotowanie struktury metalowej techniką odlewania stopów. Struktura metalowa powinna mieć grubość do 0,5 mm, tak aby zostało jak najwięcej miejsca na porcelanę. Po wykonaniu struktury metalowej poddaje się ją procesowi **odgazowania** w piecu do wypalania porcelany. Zabieg ten usuwa domieszki w stopie i inicjuje formowanie warstwy tlenków na powierzchni metalu.

Pierwszą warstwą nakładaną na metal jest porcelana opakerowa, której zadaniem jest zamaskowanie koloru struktury metalowej. Porcelanę opakerową w proszku miesza się z wodą aż do uzyskania konsystencji masy. Pastę tę nakłada się następnie na metal i kondensuje ją, stosując wibrację, która doprowadza do gromadzenia nadmiaru wody na powierzchni i umożliwia jej usunięcie. Tak przygotowaną warstwę wypala się w piecu. *W trakcie wypalania porcelany jej składniki łączą się ze sobą w procesie **spiekania**.* Po zakończeniu wypalania uzyskuje się koronę pokrytą opakerem, który całkowicie maskuje kolor struktury metalowej.

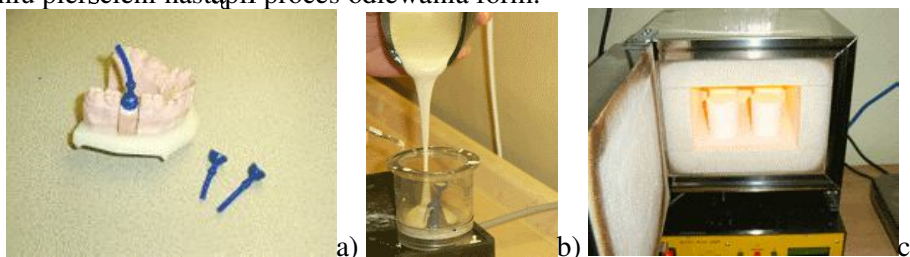
Kolejnymi warstwami nakładanymi na powierzchnię opakera są porcelana przydząsłowa i przeznaczona do pokrywania brzegów siecznych. Porcelanę przydząsłową nakłada się od strony dziąsła do połowy wysokości korony. Jest ona bardziej żółta niż porcelana przeznaczona na brzegi sieczne, przypomina bardziej kolor zębiny. Technika nakładania porcelany przydząsłowej jest taka sama jak porcelany opakerowej. Po nałożeniu tej warstwy korona jest ponownie wypalana, wtedy to dochodzi do połączenia składników w opisanym wcześniej procesie spiekania. Porcelanę do brzegów siecznych nakłada się na 1/3 długości korony od strony w okolicy brzegu siecznego. Ten typ porcelany, bardziej przezroczysty, lepiej uwidacznia naturalną budowę zęba. Ostatnią warstwą porcelany jest glazura, która nałożona w niewielkiej grubości, pokrywa powierzchnię korony i zapewnia wysoki połysk jej powierzchni. Czasami dodaje się także barwników, które upodabniają koronę lub most porcelanowy do barwy sąsiadujących zębów.

3. WYKONAWSTWO LABORATORYJNE PRÓBEK

3.1. Pierwowiezór woskowy

Pierwszym etapem pracy było wykonanie czterech jednakowej grubości woskowych czapeczek stanowiących po odlaniu metalową podbudowę. Z każdej czapeczki wykonano formę odlewniczą, czyli umocowano kanał odlewniczy, przymocowano na stożku odlewniczym, taki pierwowiezór woskowy został zatopiony w masie ogniotrwałej, rozrobionej zgodnie z zaleceniami producenta, tworząc pierścień odlewniczy. Kolejnym etapem było wygrzewanie pierścieni odlewniczych w celu ekspansji masy i usunięciu wosku. Efektem

wypalania wosku jest uzyskanie formy, do której wlewa się płynny metal. Po odpowiednim wygrzaniu pierścieni nastąpił proces odlewania form.

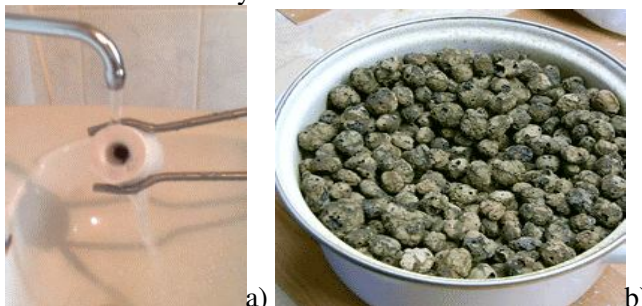


Rys.1.a) Pierwzór woskowy, b) zalewanie masą ogniotrwałą, c) wygrzewanie pierścieni

3.2. Warunki chłodzenia

Po odlaniu każdej z osobna formy został przeprowadzony indywidualny proces chłodzenia pierścieni odlewniczych:

- pierwszy pierścień bezpośrednio po odlaniu schłodzono pod strumieniem bieżącej wody o temp ok. 15
- drugi pierścień umieszczono w wodzie z lodem
- trzeci pozostawiono w piecu aż do czasu całkowitego ochłodzenia
- ostatni pierścień chłodzono w kermazycie

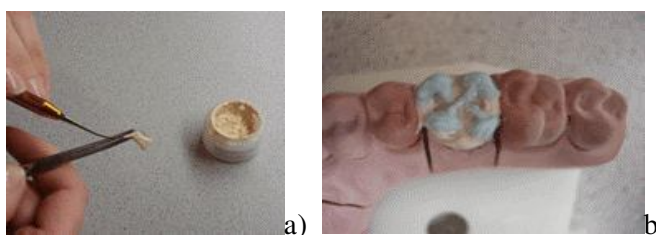


Rys.2. a) Chłodzenie w wodzie bieżącej, b) chłodzenie w kermazycie

3.3. Oczyszczenie oraz nakładanie ceramiki

Po odlaniu każdego odlewu nastąpił proces uwolnienia z masy ogniotrwałej oraz dokładnego oczyszczenia i prawidłowego opracowania metalowej podbudowy (poprzez piaskowanie i obróbkę mechaniczną)

Następnym etapem było nałożenie warstw ceramiki. Rozpoczynając od nałożenia warstwy opakerowej poprzez zębinową po warstwę brzegu siecznego uformowano odpowiedni kształt korony. Na koniec nałożono warstwę glazury by uzyskać efekt końcowy gotowego stałego uzupełnienia protetycznego.



Rys.3. a) Nakładanie pierwszej warstwy ceramiki, b) nakładanie kolejnych warstw porcelany

4. PRZYGOTOWANIE PRÓBEK DO BADAŃ MIKROSKOPOWYCH

4.1. Wykonanie zglądu metalograficznego

Powierzchnie próbek zostały odpowiednio wyrównane i oszlifowane do uzyskania idealnie gładkiej powierzchni. Na koniec zgląd został wypolerowany, po czym tak przygotowany został poddany odpowiednim obserwacjom makro- i mikroskopowym.

4.2. Trawienie próbek

Prawidłowo wykonany zgląd został poddany trawieniu odczynnikiem Mi19Fe na gorąco, które ma na celu ujawnienie obrazu struktury oraz identyfikację składników strukturalnych. Po nałożeniu odczynnika trawiącego na próbki zostały one poddane obserwacji mikrostruktury.[7]



Próbka A



Próbka B

5. WYNIKI BADAŃ

Celem pracy było przedstawienie charakteru połączenia metalowej podbudowy z ceramiką w zależności od sposobu chłodzenia masy osłaniającej oraz określenie struktury metalicznej.

Czynnikami decydującymi o jakości połączenia warstwy ceramiki z metalową podbudową jest dobór odpowiednich materiałów, kompatybilnych ze sobą oraz odpowiednio przeprowadzona procedura laboratoryjna poszczególnych etapów pracy.

Wykonane badania pozwoliły na ujawnienie wad w strukturze metalicznej oraz na określenie jakości połączenia metal-ceramika.

1. Badania mikroskopowe dały możliwość rejestracji zróżnicowanej budowy warstw metalu.
2. Zdjęcia mikrostruktury poszczególnych próbek wykazały przerwy w ciągłości, mikropęknięcia i pory, wyraźnie zarysowany układ dendrytyczny.

3. W przypadku chłodzenia w wodzie występuje budowa ziarnista z wyraźnymi obszarami zróżnicowanych dendrytów oraz strukturą eutektyczną z miejscowym występowaniem zanieczyszczeń
4. Pasmowa struktura dendrytyczna oraz eutektyka z śladowymi zanieczyszczeniami występuje w chłodzeniu masy osłaniającej w ceramzycie.

5. WNIOSKI

Badania pozwoliły wysnuć wnioski:

- 1) Istotny wpływ na jakość połączenia metal-ceramika oraz strukturę metaliczną ma przeprowadzona procedura laboratoryjna.
- 2) Nieumiejętne przeprowadzenie chłodzenia metalu po odlaniu przyczynia się do licznych nieprawidłowości oraz wad w strukturze metalicznej a także w obszarze połączenia metal- ceramika.

LITERATURA

- [1] Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C.: Materiały stomatologiczne. Wyd. I Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000
- [2] Majewski S.: Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej. Sanmedica, Warszawa 1997
- [3] Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. Wydawnictwo SZS-W, Kraków 1998
- [4] Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006
- [5] Dobrzański L.A.: Metaloznawstwo z podstawami nauki o materiałach. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1996
- [6] Okoniewski S.: Technologia metali. Wydawnictwo Szkolne i Pedagogiczne
- [7] Jędrzejczak J.: Badania odbiorcze materiałów metalowych. Wydawnictwo Komunikacyjne, Warszawa 1954

THE ASSESSMENT OF CONNECTION BETWEEN A METAL BASIS AND CERAMICS DEPENDING ON THE METHOD OF COOLING- PRELIMINARY STUDIES.

Summary. This thesis is to present the nature of connection between a metal basis and ceramics depending on the method of cooling the casing material. This thesis will allow its author to define the features of a metal structure cooled by means of various methods. All performed tests revealed some flaws in the metal structure. They made it possible to define the metal-ceramics connection and draw some preliminary conclusions showing at the same time that what has a great influence on the metal structure and the metal-ceramics connection is the way of cooling the casing material shortly after it has been cast.

Edyta SACHA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

METODY TRÓJWYMIAROWEJ ANALIZY RUCHU CZŁOWIEKA

Streszczenie. W artykule przedstawione zostały główne techniki pomiarowe, stosowane w trójwymiarowej analizie ruchu człowieka, jako alternatywa dla systemów optoelektronicznych. Artykuł ma charakter poglądowy, przedstawia ogólną charakterystykę i zasadę działania metod badawczych.

1. WSTĘP

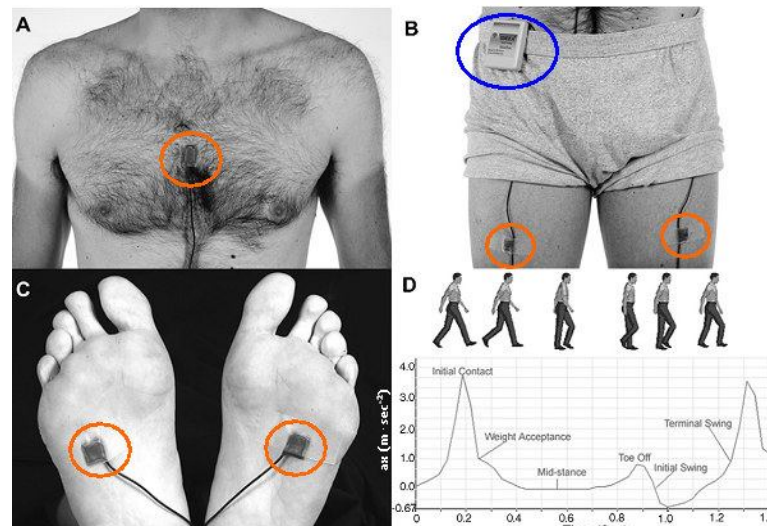
Analiza ruchu, uwzględniająca odzwierciedlenie przemieszczeń wybranych punktów oraz wyznaczanie na tej podstawie innych parametrów ruchu, w obecnych czasach staje się istotnym elementem z punktu widzenia biomechaniki. Początki badań sięgają XIX wieku, gdy po raz pierwszy wykorzystano sekwencję zdjęć, wykonaną za pomocą 12 aparatów fotograficznych, by na ich podstawie rozrysować trajektorię ruchu [8]. Obecnie w metodach optycznych wykorzystuje się kamery cyfrowe, o częstotliwości 60 ÷ 120 Hz, a trajektorię ruchu oraz pochodne jej wartości wyznaczane są za pomocą programów komputerowych. Należy jednak zauważyć, że w ostatnich latach pojawiły się inne techniki pomiaru parametrów ruchu. Celem niniejszego referatu jest przedstawienie nowoczesnych metod, odmiennych niż optyczne, służących do badań ruchu.

2. METODY BADAŃ RUCHU

Współczesne systemy optoelektroniczne, mimo że są świetnie przystosowane do wielu różnych badań i ciągle udoskonalane, nadal posiadają pewne ograniczenia, jak choćby pole widzenia kamer, błędy pomiarowe wynikające z nieprawidłowego naklejenia markerów, a także z ruchów skóry i tkanek miękkich. Wadą jest również kosztowny sprzęt i oprogramowanie oraz czasochłonność nie tyle samego badania, ile przygotowania stanowiska pomiarowego oraz osoby badanej [1, 6, 10]. Istotne jest więc, aby znaleźć odmienną metodę analizy ruchu, która mogłaby być tańsza, mniej czasochłonna, wygodniejsza, jeśli chodzi o samo przeprowadzanie badań, przy jednoczesnym zachowaniu dokładności wyników porównywalnej lub nawet lepszej, niż w systemach optoelektronicznych.

2.1. System IDEEA (*Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity*)

System IDEEA składa się z pięciu dwuosioowych akcelerometrów, które umieszczone są na mostku, udach (w środku odległości pomiędzy rzepką a kolcem biodrowym przednim) oraz na podszewkach stóp badanej osoby.



Rys. 13. Czujniki przyśpieszeń naklejone na A) mostek, B) uda C) podeszwy stóp. D) Sygnał z czujników zarejestrowany w płaszczyźnie przednio-tylnej, z zaznaczonymi fazami chodu, zidentyfikowanymi przez program [3]

Ponadto wyposażony jest w potężny algorytm oparty na metodach sztucznej inteligencji oraz ciągle powiększającą się bazę danych, dzięki czemu może automatycznie rozpoznawać i obliczać takie wielkości, jak: czas trwania faz podporowej i wymachowej [ms], czas trwania kroku [ms], czas cyklu chodu [s], długość kroku, długość cyklu chodu [m], prędkość chodu [m/s], częstotliwość stawiania kroków [step/min] [12]. Badania prowadzone były w taki sposób, że celem porównania wyników oprócz pomiarów przyśpieszeń, wykonano jednocześnie pomiar z użyciem platformy dynamometrycznej firmy Kistler.

W rezultacie uzyskano wartości parametrów bardzo zbliżone do wyników otrzymanych z platformy Kistlera. Wystąpiły jednak pewne uchybienia, związane zarówno z możliwościami czujników jak i z czynnikami zewnętrznymi [3].

Podobne badania, ale z wykorzystaniem trójosiowych akcelerometrów, połączonych radiowo za pomocą sieci Bluetooth przeprowadzono w Griffith University (Queensland, Australia) Czujniki zamocowano na głowie, wyrostku kolczystym kręgu C7, wyrostku kręgu L3 oraz ok. 3 cm nad kostkami bocznymi obu kończyn. Wyniki sprawdzano przede wszystkim pod względem powtarzalności w kolejnych przejściach oraz po powtórny badaniu. Rezultaty nie wykazały znaczących różnic [2].

Do podstawowych wad akcelerometrów należą zakłócenia, wynikające z ruchu tkanek miękkich oraz konieczność precyzyjnego określenia położenia czujnika, w celu odróżnienia składowej przyśpieszenia wynikającej z bezwładności członu od grawitacji [2, 3] Charakteryzując ten system pomiarowy należy jeszcze zauważyć, że wielkościami wejściowymi, otrzymanymi z przeprowadzonych doświadczeń są przyśpieszenia. Zatem aby otrzymać prędkości i przemieszczenia należy scałkować numerycznie te dane, co niestety wiąże się z pewnymi trudnościami oraz może generować kolejne błędy.

Niewątpliwymi zaletami akcelerometrów są jednak niski koszt, małe rozmiary i waga urządzeń, łatwość użytkowania, zdolność zbierania danych dla wielu cykli chodu podczas jednego badania, możliwość stosowania w różnych warunkach, a więc może być badany nie tylko chód, ale też inne formy lokomocji, w warunkach najbardziej naturalnych [12].

2.2. System *Aurora*TM – elektromagnetyczny system śledzenia ruchu

Śledzenie ruchu wybranych punktów z użyciem urządzeń elektromagnetycznych odbywa się poprzez pomiar intensywności pola magnetycznego. System pomiarowy składa się z kontrolera, generatora pola magnetycznego oraz czujników [6]. Przykładem tego typu sprzętu jest urządzenie *Aurora*TM firmy NDI (Kanada). Badania nad wykorzystaniem takiego systemu do analizy chodu przeprowadzono w Griffith University. Otrzymano wyniki zbliżone do tych, uzyskanych za pośrednictwem metod optycznych [4].

System ETS jest stosunkowo niedrogi, ale występuje tu podstawowa wada, mianowicie system jest bardzo podatny na wpływ zakłóceń pola magnetycznego wywołany np. elementami metalowymi znajdującymi się w pobliżu pola badania. Są też pewne ograniczenia jeśli chodzi o długość rejestrowanych danych i czas badania. Jednakże po wykluczeniu tych czynników, system zapewnia uzyskanie wyników porównywalnych lub nawet lepszych niż systemy optoelektroniczne [4].

2.3. Zestaw *Xbus Kit* oraz system *Moven* firmy *Xsens*

Kolejną metodą uzyskania parametrów kinematycznych w czasie ruchu może być pomiar z użyciem czujników inercyjnych, które dodatkowo posiadają wbudowane akcelerometry, żyroskop oraz miernik pola magnetycznego, dzięki czemu możliwy jest pomiar we wszystkich płaszczyznach z określoną dokładnością. Tego typu urządzenia, przeznaczone m.in. do badań biomechanicznych opracowała firma *Xsens* (Holandia) (Rys. 14).



Rys. 14. Czujnik inercyjny MTx firmy Xsens oraz wizualizacja on-line odzwierciedlająca jego ruchy [13]



Rys. 15. Zestaw *Xbus Kit* firmy Xsense [13]

Firma proponuje zestaw *Xbus Kit* złożony z pięciu czujników połączonych z mikroprocesorem. Dzięki różnym konfiguracjom można za ich pośrednictwem analizować ruch zarówno dolnej jak i górnej części ciała. Czujniki z komputerem łączą się bezprzewodowo używając sieci Bluetooth [13].

Do zaawansowanych badań zaprojektowany został specjalny kombinezon „*Moven*” (Rys. 4), wykonany z elastycznego, przylegającego do ciała materiału. Posiada 16 czujników inercyjnych, śledzących ruch. Pomiar może odbywać się na dowolnej przestrzeni, bez ograniczeń, dane zapisywane są w czasie rzeczywistym. Wizualizację można oglądać na bieżąco w programie *Moven Studio*. Dane pobierane są z częstotliwością 60/100/120 Hz. Na wyjściu otrzymuje się położenie obiektu w przestrzeni, jak również opcjonalnie prędkości

i przyspieszenia liniowe i kątowe obiektu [10]. W porównaniu z systemami optycznymi, niewątpliwą zaletą powyższego systemu jest krótki czas badania (brak konieczności naklejania markerów i wyszukiwania punktów anatomicznych) oraz możliwość rejestracji kilku cykli chodu jednocześnie. Ponadto ciekawym rozwiązaniem jest przylegający do ciała kostium, dzięki któremu dane przekazywane są praktycznie bezpośrednio z obiektu badanego.



Rys. 16. A) Kombinezon *Moven* z wbudowanymi czujnikami inercyjnymi, B) okno programu *Moven Studio*

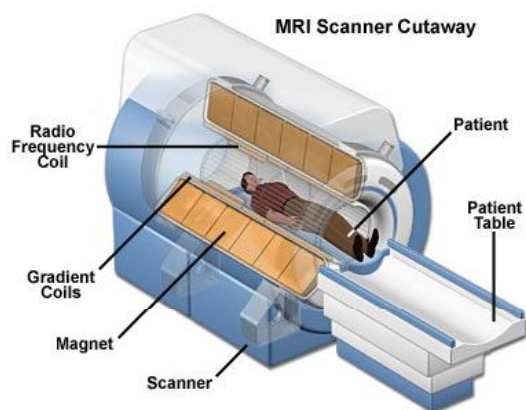
2.4. Ultradźwiękowy system do analizy ruchu CMS-HS firmy Zebris

Metoda ta wykorzystuje zjawisko opóźnienia w propagacji fali dźwiękowej w powietrzu. Dzięki temu program wychwytuje położenie obiektu. Niewielkich rozmiarów odbiorniki ultradźwiękowe są umiejscowione na ciele obiektu badanego. W skład systemu wchodzi również nadajnik fal, przetwornik A/C oraz komputer.

Parametry chodu takie jak długość fazy podporowej i wymachowej, a kolejno ściśle z nimi związane parametry przestrzenne takie jak długość kroku i długość cyklu chodu można wyznaczyć poprzez przedstawienie w czasie przemieszczenia stóp podczas chodu i ich kontaktu z podłożem [1].



Rys. 17. Ultradźwiękowy system CMS-HS firmy Zebris [14]



Rys. 18. Ogólna budowa skanera MRI [9]

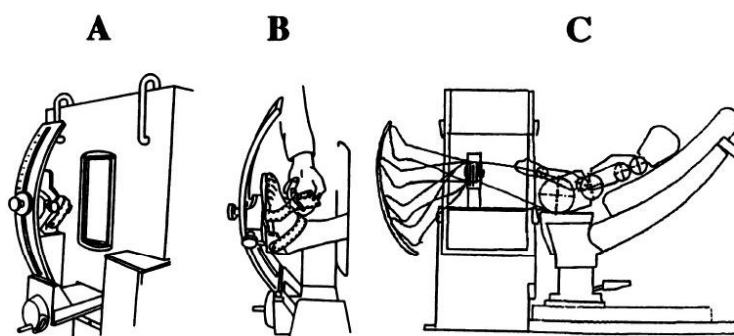
Jednym z systemów, który opiera się na metodzie ultradźwiękowej jest System CMS-HS (Rys. 5) firmy Zebris. W podstawowym modelu obliczeniowym potrójne markery umieszczone są w okolicy połączenia L_5S_1 , na udach oraz stopach. Sygnały rejestrowane są z częstotliwością 50 Hz. Całość sprzężona jest z komputerem i specjalnym

oprogramowaniem. Jako wynik uzyskuje się raporty z wykresami wielkości kinematycznych w dziedzinie czasu lub cyklu chodu [14].

2.5. Rezonans magnetyczny

Procedura przeprowadzania badań ruchu z pomocą wyżej wymienionych metod niestety ciągle opiera się na umieszczaniu na ciele pacjenta różnego typu znaczników (czujników), zatem różnica pomiędzy metodami optoelektronicznymi, w których konieczne są pasywne lub aktywne markery jest niewielka i ciągle występuje ryzyko błędów wywołanych ruchem skóry. Należy się zatem zastanowić nad opracowaniem techniki, pozwalającej badać ruch segmentów ciała bez użycia dodatkowych, zewnętrznych elementów. Obiecującą wydaje się być metoda wykorzystująca zjawisko rezonansu magnetycznego (MRI).

Okazuje się, że prowadzone są eksperymenty *in vivo*, badające kinematykę ruchu, z wykorzystaniem tego typu aparatury medycznej. Przykładowo w University of Southern California School of Medicine w Los Angeles, przeprowadzono badania stawu kolanowego, a właściwie kinematyki połączenia rzepekki z kością udową stosując właśnie obrazowanie MRI.



Rys. 19. Stanowisko pomiarowe do badania stawu kolanowego, wykorzystujące skaner MRI.

A) mechanizm blokujący kończynę, B) schemat pozycjonowania stopy pacjenta podczas przygotowania do badania, C) schemat ułożenia pacjenta oraz zmienne położenia podudzia w czasie badania [7]

Stanowisko pomiarowe przedstawione na Rys. 19 składało się z fotela, aparatu MRI oraz prowadnicy, z elementem mocującym stopę pacjenta. Zarejestrowano cztery pozycje zgięcia kolana w zakresie ok. 36° . Z otrzymanych zdjęć można było określić położenie rzepekki względem kości udowej w poszczególnych fazach ruchu [7].

Powyższe doświadczenie ukazuje możliwość stosowania obrazowania trójwymiarowego struktur wewnętrznych w czasie ruchu. Można zatem spodziewać się dalszego postępu w tego typu eksperymentach, który doprowadzi być może do sprzężenia z sobą systemów pomiarowych z zewnętrznymi urządzeniami oraz aparatów do obrazowania struktur wewnętrznych, które będą wykorzystane np. do analizy chodu.

3. PODSUMOWANIE

Stosowanie obiektywnych metod oceny chodu oraz innych form ruchu oraz dokładne odzwierciedlenie przemieszczeń poszczególnych tkanek i kinematyki ruchu jest z całą pewnością potrzebne zarówno w medycynie, przykładowo w celu zwiększenia efektywności rehabilitacji, jak i w biomechanice sportu do optymalizacji treningów sportowych, w ergonomii i innych dziedzinach gdzie systemy do trójwymiarowej analizy ruchu są

stosowane (np. tworzenie animacji). Celowe jest zatem ciągle udoskonalanie istniejących technik oraz próby wykorzystania nowych systemów pomiarowych.

LITERATURA

- [1] Huitema R., Hof A., Postema K.: Ultrasonic motion analysis system - measurement of temporal and spatial gait parameters. „Journal of Biomechanics”, 2002, nr 35, str. 837–842.
- [2] Kavanagh J. i in.: Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system „Journal of Biomechanics”, 2006, nr 39, str. 2863–2872.
- [3] Maffiuletti N. i in.: Concurrent validity and intrasession reliability of the IDEEA accelerometry system for the quantification of spatiotemporal gait parameters, „Gait & Posture”, 2008, nr 27, str. 160–163.
- [4] Mills P. i in.: Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion, „Journal of Biomechanics”, 2007, nr 40, str. 1504–1511.
- [5] O’Donovan K. I in.: An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement, „Journal of Biomechanics”, 2007, nr 40, str. 2604–2611.
- [6] Schuler N. B. i in.: Evaluation of an electromagnetic position tracking device for measuring in vivo, dynamic joint kinematics, „Journal of Biomechanics”, 2005, nr 38, str. 2113–2117.
- [7] Shellock F. G. i in.: Kinematic Magnetic Resonance Imaging of the Effect of Bracing on Patellar Position: Qualitative Assessment Using an Extremity Magnetic Resonance System, „Journal of Athletic Training”, 2005, nr 35, str. 44-49.
- [8] http://americanhistory.si.edu/muybridge/htm/htm_sec1/sec1.htm.
- [9] <http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/index.html>.
- [10] http://www.moven.com/en/home_moven/product/product_overview.php.
- [11] <http://www.ndigital.com/medical/technology-em.php>.
- [12] <http://www.portablegaitlab.com/data.asp?pg=1>.
- [13] http://www.xsens.com/index.php?mainmenu=products&submenu=human_motion&subsubmenu=MTx.
- [14] http://www.zebris.de/english/pdf/e_Technische_Daten_WinGait.pdf.

THE METHODS OF THREE DIMENSIONAL HUMAN MOTION ANALYSIS

Summary. This paper is a general demonstration of the newest, non-optical method, used in 3D motion analysis. It contains a few main measuring techniques, like electromagnetic tracking system, accelerometer system, ultrasound method and the other, which are the alternatives for video-based optical method of human motion analysis. There is also a notice about using the Magnetic Resonance Imaging for kinematic analysis in the future.

Kamil SIEKAŃSKI, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej w Gliwicach

ROZWIĄZANIE KONSTRUKCYJNE PLATFORMY STABILOMETRYCZNEJ DO OCENY I REEDUKACJI PROPRIOCEPCJI ORAZ KONTROLI NERWOWO-MIĘŚNIOWEJ UKŁADU RUCHU CZŁOWIEKA

Streszczenie. W pracy przedstawiono rozwiązanie konstrukcyjne platformy stabilometrycznej służącej do oceny i reedukacji propriocepcji oraz kontroli nerwowo-mięśniowej układu ruchu człowieka. Omówiono mechanizm i ogólną zasadę działania urządzenia oraz jego zastosowanie w medycynie.

1. WSTĘP

Jednym z elementów programów rehabilitacyjnych, na który coraz częściej zwracają uwagę fizjoterapeuci, jest rola czucia proprioceptywnego i kontroli nerwowo-mięśniowej. Na propriocepcję, którą można zdefiniować jako zdolność rozpoznawania położenia poszczególnych części ciała i jego ruchu za pośrednictwem komórek czucia głębokiego, może wpłynąć interwencja chirurgiczna, charakter urazu oraz rodzaj rehabilitacji [2]. Skuteczną metodę, wpływającą na zdolności motoryczne człowieka, mogą stanowić programy ćwiczeń nakierunkowane na łączne usprawnianie funkcji fizjologicznych układów kontrolujących ruch [1] Jednym z takich programów jest system ćwiczeń sensomotorycznych, wykonywanych na platformach stabilometrycznych.

Celem niniejszej pracy było opracowanie rozwiązania konstrukcyjnego platformy stabilometrycznej, wykorzystywanej podczas rehabilitacji pacjentów cierpiących na zaburzenia równowagi ciała, a także używanej przez sportowców w trakcie treningu koordynacji ruchowej.

Podczas projektowania platformy brano pod uwagę następujące kryteria: postać konstrukcyjna, koszt produkcji, łatwość montażu, dostępność zastosowanych fabrykatów.

Największym wyzwaniem podczas projektowania urządzenia było opracowanie alternatywnych rozwiązań konstrukcyjnych na podstawie już istniejących przy możliwie najniższych kosztach. Istotną sprawą był aspekt bezpieczeństwa, wymagający umieszczenia wszystkich mechanicznych elementów w zwartej przestrzeni. Pozwala to na zminimalizowanie ryzyka wypadku podczas użytkowania.

2. PRZEZNACZENIE PLATFORM STABILOMETRYCZNYCH

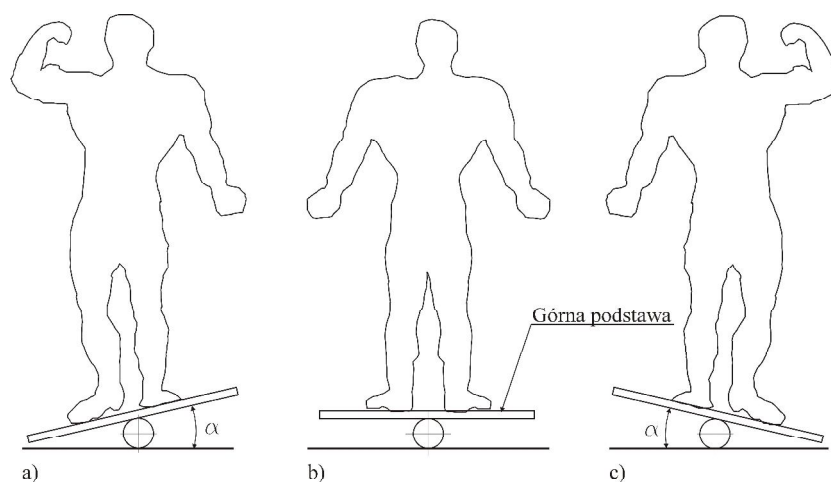
Platformy stabilometryczne wykorzystywane są do rekonwalescencji pacjentów o wysokim ryzyku upadków. Urządzenia te pomagają zwiększyć sprawność pacjentów po urazach głowy, udarach, a także chorującym na stwardnienie rozsiane, chorobę Parkinsona i dysfunkcje mięśniowe. Ponadto poprawiają one propriocepcję kończyn dolnych, ułatwiając rekonwalescencję po skręceniach i złamaniach stawu kolanowego i skokowego. Na platformach rehabilituje się zarówno pacjentów po amputacjach kończyn dolnych, jak i pacjentów z protezami stawowymi. Platformy te zapewniają także profesjonalny trening sportowcom oraz pacjentom z zaburzeniami równowagi i koordynacji ciała.

Podczas przeprowadzanych ćwiczeń możliwe jest rejestrowanie takich parametrów jak:

- położenie środka ciężkości względem podłoża oraz jego oscylacje,
- symetria obciążenia platformy przez badanego,
- długość drogi przemieszczającego się punktu nacisku stóp,
- prędkość i długość odchylenia,
- wskaźnik Romberga [3]

3. ZASADA DZIAŁANIA ZAPROJEKTOWANEJ PLATFORMY STABILOMETRYCZNEJ

Podstawową funkcją urządzenia jest możliwość zmiany kąтового położenia górnej podstawy platformy względem podłoża. Zmiana ta wywoływana jest przez osobę ćwiczącą poprzez świadome lub nieświadome przesunięcie środka ciężkości ciała w płaszczyźnie poziomej. Stopień trudności ćwiczeń jest regulowany za pomocą układu ustalającego siłę potrzebną do wychylenia górnej podstawy. Ogólną zasadę działania przedstawia rys. 1.

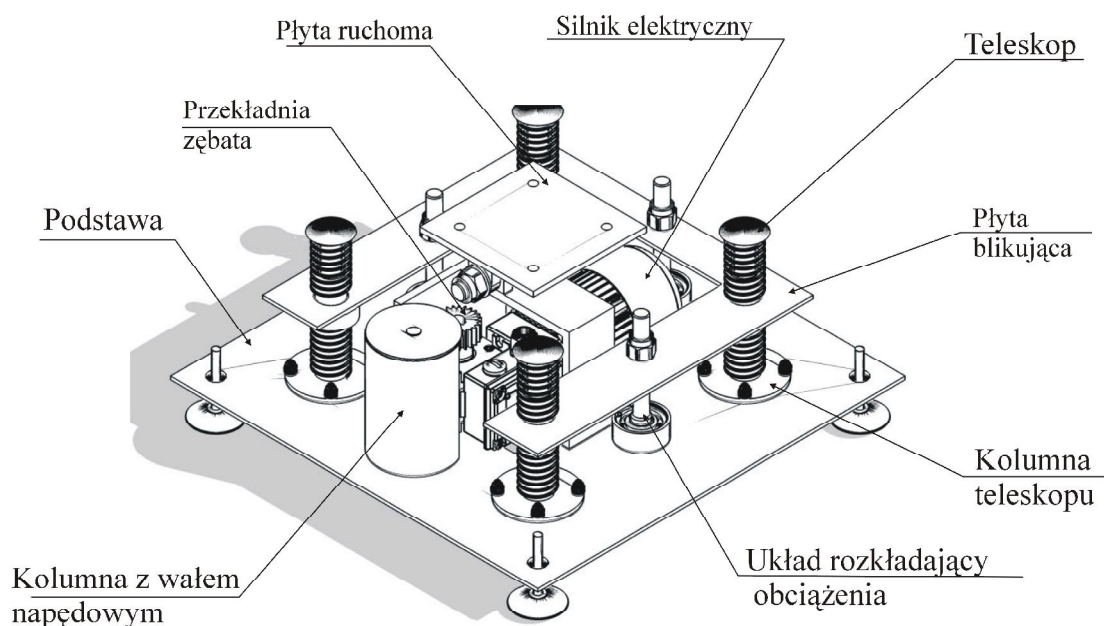


Rys. 1 Poglądowy rysunek działania platformy: a) wychylenie górnej podstawy względem podłoża o kąt α w lewo; b) pozycja wyjściowa urządzenia; c) wychylenie górnej podstawy względem podłoża o kąt α w prawo

W zaproponowanym rozwiązaniu konstrukcyjnym główny mechanizm urządzenia składa się z silnika elektrycznego, przekładni zębatej, przekładni łańcuchowej, zespołu teleskopów i kilku mniejszych podzespołów.

Na wychylenie kątowe płyty ruchomej (do której przymocowana jest deska drewniana niewidoczna na rys. 2) ma wpływ pacjent, który wykonuje balans ciała. Wówczas przenosi on środek ciężkości na określoną stronę deski drewnianej powodując zmianę nacisku z centralnej części płyty w przód, tył lub na boki. We wnętrzu platformy znajduje się zespół elementów umożliwiający regulację poziomu trudności ćwiczeń. Podstawą tej regulacji jest dostosowanie wypadkowej sił nacisku ćwiczącego i oporu sprężyn do jego możliwości. Im siła ta jest większa, tym łatwiejsze jest wykonanie ćwiczenia.

Na rys. 2 przedstawiono rozmieszczenie poszczególnych elementów platformy.



Rys. 2. Rozmieszczenie poszczególnych elementów mechanizmu platformy (widok izometryczny)

Płyta blokująca przemieszcza się z dołu do góry, ściskając lub zwalniając sprężyny. Ruch ten jest możliwy dzięki trzem wałom z kołem zębatym sprzężonym za pomocą przekładni łańcuchowej z wałem napędowym. Ten ostatni jest napędzany przez silnik. W momencie pracy urządzenia zarówno wały do przenoszenia obciążeń jak i wał napędowy obracają się, wymuszając ruch posuwisto-zwrotny płyty blokującej.

4. REALIZACJA PROJEKTU

Obecnie trwają prace nad realizacją projektu. Projekt urządzenia jest wykonywany przy założeniu, że zamieszczone mechanizmy w całym okresie eksploatacji będą używane w warunkach domowych, zachowujących temperaturę pokojową. Pozwoli to zmniejszyć grupę potencjalnych materiałów niezbędnych do wykonania półfabrykatów. Głównym materiałem wybranym do wykonania poszczególnych części jest stal St3S. Jest to stal niestopowa konstrukcyjna ogólnego przeznaczenia doskonale nadająca się do konwencjonalnej obróbki. Cechy omawianej stali opisuje norma PN-88/H-84020 ST3S. Materiał ten został przeznaczony do wykonania kolumny teleskopu, wału napędowego, pierścieni pod łożyska i innych. Aby wyżej wymienione elementy posiadały odpowiednie

cechy konstrukcyjne według założeń projektu, została dobrana dla nich odpowiednia forma wykonania. Najtańszą metodą okazał się proces obróbki skrawaniem, który przeprowadza się na tokarce. Do odwzorowania geometrii blachy, najodpowiedniejsza a zarazem wystarczająco tania jest metoda laserowego cięcia blach, dlatego też część elementów jest wykonywana z zastosowaniem tej technologii. Wiele części niezbędnych do powstania platformy jest znormalizowana, a co za tym idzie bez trudu można je kupić.

5. WNIOSEK KOŃCOWY

Projekt platformy stabilometrycznej powstał w celu zaspokojenia potrzeby rynku na polski odpowiednik urządzenia tego typu. Dużą zaletą zaprojektowanej platformy jest połączenie stosunkowo niskiego kosztu produkcji z wysoką jakością zastosowanych komponentów. Zrealizowanie projektu przy spełnieniu ww. założeń stworzy szansę, iż w przyszłości z takich urządzeń skorzysta większa liczba odbiorców niż dotychczas. Urządzenie może okazać się szczególnie przydatne dla fizjoterapeutów i rehabilitantów przy usprawnianiu i leczeniu pacjentów.

LITERATURA

- [1] Mętel S.: Wpływ Tai Chi oraz ćwiczeń sensomotorycznych na poprawę równowagi u osób w wieku geriatrycznym. „Rehabilitacja Medyczna” 2003, nr 3, s. 55-63.
- [2] http://www.medsport.pl/ms/ms107/107_04.htm (10.03.2008r.)
- [4] Stolarczyk A., Śmigiełski R., Adamczyk G.: Propriocepcja w aspekcie medycyny sportowej.
- [3] <http://www.technomex.com.pl/products/cosmogamma/balance.pdf> (05.02.2008r.)
- [5] Ulotka ofertowa: Platforma Stabilometryczna EMILDUE.
- [4] PN-88/H-84020 ST3S. Stal niestopowa konstrukcyjna ogólnego przeznaczenia.

CONSTRUCTIONAL SOLUTION OF BALANCE SYSTEM FOR ASSESSMENT AND REEDUCATION OF PROPRIOCEPTION AND NEUROMUSCULAR CONTROL OF HUMAN MOTION SYSTEM

Summary. The project presents constructional solution of Balance System for assessment and reeducation of proprioception and neuromuscular control of human motion system. Mechanism, general working rule and application in medicine of device is discussed.

Arkadiusz SZAREK, Instytut Obróbki Plastycznej, Inżynierii Produkcji i Bioinżynierii, Politechnika Częstochowska, Częstochowa

WYKORZYSTANIE PRZEKSZTAŁCEŃ OBRAZOWYCH DO POPRAWY CZYTELNOŚCI ZDJĘĆ RTG

Streszczenie. Do prawidłowej oceny zmian układu kostnego oraz przebudowy kości po implantacji protezy niezbędna jest dobra jakość RTG. Nie zawsze jednak po wywołaniu kliszy możliwa jest jednoznaczna ocena zmian ze względu na słabą jakość zdjęcia, a dodatkowe prześwietlenie pacjenta wiąże się z zwiększeniem dawki promieniowania. W artykule podjęto próbę przystosowania komputerowej analizy obrazu do poprawy czytelności zdjęć RTG.

1. WSTĘP

Radiografia medyczna posiada duże znaczenie dla oceny stanu zdrowia organizmu ludzkiego i w pewnych przypadkach decyduje o prawidłowej diagnozie. Dla prawidłowej oceny ważne jest otrzymanie jak najszybszych i bezbłędnych informacji radiologicznych umożliwiających natychmiastowe i prawidłowe postawienie diagnozy [3]. Zasadnicze objawy rentgenowskie świadczące o zmianach chorobowych kości są następujące: osteoporoza, osteoliza, osteoskleroz, przebudowa tkanki kostnej ze zniszczeniami, zanikiem i odczynami zagęszczającymi, oraz odczyny okostnowe [1]. Warunki bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej określają stosowne przepisy [2], dlatego też wykonanie powtórnego prześwietlenia może być stosowane tylko w wyjątkowych przypadkach. Niejednokrotnie po wywołaniu radiogramu okazuje się, że zdjęcie jest nieczytelne i winno zostać powtórzone. I tu właśnie pojawiają się szerokie możliwości poprawy czytelności RTG wykorzystując przekształcenia obrazowe.

2. PRZEKSZTAŁCENIA OBRAZÓW RTG

2.1. Filtracja

Od obrazów radiologicznych wymaga się, aby były możliwie ostre i kontrastowe. Poprawa obrazów ze słabym kontrastem na krawędziach, może się odbyć przy pomocy odpowiednich filtrów.

Filtry - to m. in. detekcja krawędzi i usuwanie nieostrości. Filtry odwołują się do lokalnego otoczenia poszczególnych punktów, co pozwala zarówno zwiększyć istniejące różnice jak i dokonać korekcji przypadkowych błędów. Z matematycznego punktu widzenia filtr jest pewną funkcją, która przekształca jeden obraz w drugi.

Filtry możemy podzielić na liniowe i nieliniowe oraz wykorzystujące transformatę Fouriera. Filtr jest liniowy, jeżeli [6,7]:

$$\Psi(f + g) = \Psi(f) + \Psi(g) \quad (1)$$

i

$$\Psi(\lambda f) = \lambda \Psi(f) \quad \lambda \in \mathbb{R} \quad (2)$$

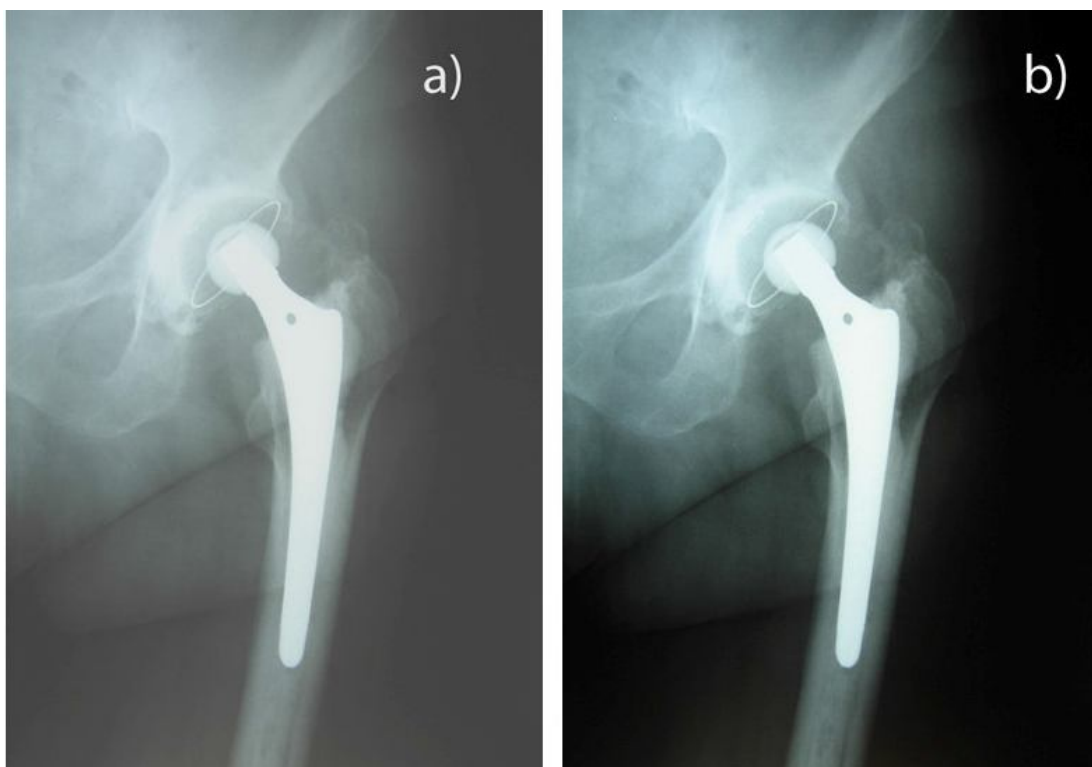
gdzie: f, g - obrazy, Ψ - filtr.

Dodatkowo najczęściej używamy filtrów, które są niezmiennie z punktu widzenia przesunięcia:

$$\Psi(f_h) = [\Psi(f)]_h \quad (3)$$

gdzie: h - wektor przesunięcia.

Filtracja zdjęć rtg stawu biodrowego po całkowitej alloplastyce przedstawiona została na rysunku 1b. Na radiogramie wyjściowym (rysunek 1a) czytelność zdjęcia jest niewystarczająca do dokonania prawidłowej analizy. Poprawa czytelności zdjęć pozwoliła na określenie wysepkowatego skostnienia w tkankach miękkich, zakwalifikowane w klasyfikacji Brokera jako I⁰ oraz ostrogę kostną (pasmowate zwapnienia) wychodzącą z proksymalnej części miednicy, niełączącą się ze stroną przeciwną, przerwa większa niż 1 [cm].



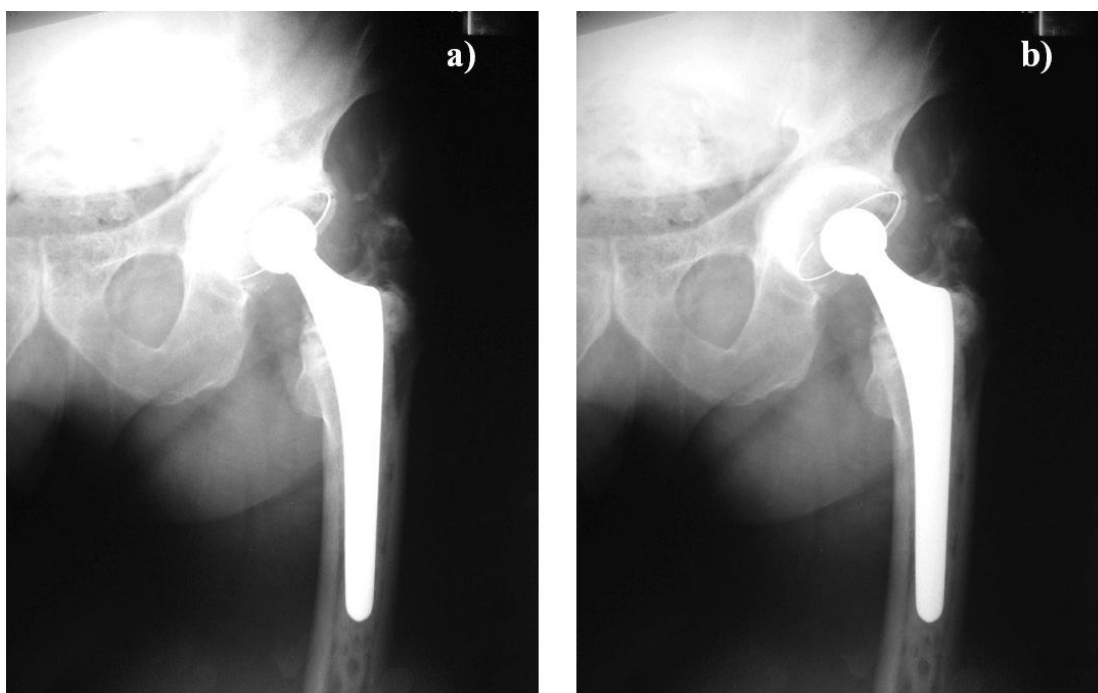
Rys 1. Skostnienia pozaszkieletowe według klasyfikacji Brokera

a) rtg wyjściowe

b) rtg po filtracji

2.1. Przekształcenia Morfologiczne

Kolejnym sposobem poprawy czytelności rtg przez usunięcie izolowanych punktów posiadających odmienną strukturę od najbliższego otoczenia są przekształcenia morfologiczne [4,5]. Przekształcenia morfologiczne - to głównie erozja oraz dylatacja. Zastosowanie obu tych przekształceń pozwala wygładzić brzeg linii, dzięki czemu krawędzie obrazów stają się wyostrome. „Prześwietlone” zdjęcie rtg z diagnostycznego punktu widzenia było bezużyteczne, poddane przekształceniom morfologicznym pozwala na zdiagnozowanie odwapnień panewki w obszarze III strefy De Lee, jak również odwapnień kostnych w I oraz II oraz strefie Gruena co przedstawia rysunek 2.



Rys 2. Odwapnienia kostne w obszarze I i II strefy Gruena

c) rtg wyjściowe

d) rtg po filtracji

3. PODSUMOWANIE

Technika obrazowania wykorzystująca promieniowanie rentgenowskie jest stosowana w medycynie pomimo wielu niedogodności. Nowe technologie diagnostyczne tj. tomografia komputerowa czy rezonans magnetyczny ze względu na wysoką cenę nie są tak popularne szczególnie w małych placówkach służby zdrowia, dlatego też wykonywanie zdjęcia rtg będzie jeszcze przez długi czas miało decydujące znaczenie w diagnostyce. Przydatność obrazu radiologicznego określana jest dopiero po wywołaniu filmu, dlatego jakkolwiek korekta rtg nie jest możliwa. Czytelność obrazów radiologicznych może zostać poprawiona dzięki zastosowaniu komputerowej analizy obrazu. Wprowadzenie obrazu rtg do komputera w dobie tak dynamicznie rozwijającej się techniki cyfrowej (skanery, aparaty) nie stanowi problemu, a odpowiednio zastosowana filtracja obrazów pozwala na wyeliminowanie szumów, detekcję krawędzi i usuwanie nieostrości, przez co nawet „nieostre”

i „prześwietlone” zdjęcia rtg mogą stanowić poprawny materiał diagnostyczny bez konieczności wykonywania kolejnego prześwietlenia.

LITERATURA

- [1] Borejko M., Dziak A.: Badania radiologiczne w ortopedii. III Wydanie poprawione i uzupełnione. Warszawa: PZWL, 1988
- [2] Dz.U.05.194.1625 z dn. 6 października 2005.
- [3] Eberhardt R.: Jak uniknąć błędów w technice radiologicznej. Warszawa: Biuro Wydawnicze „Chemia” 1970
- [4] Watanabe S.: Pattern Recognition: Human and Mechanical. New York: John Wiley & Sons 1985
- [5] Watkins Ch.D.: Nowoczesne metody przetwarzania obrazu. Warszawa: WNT 1985
- [6] Wojnar L., Majorek M.: Komputerowa analiza obrazu, Kraków: Fotobit Design 1994
- [7] Zieliński K.W., Strzelecki M.: Komputerowa analiza obrazu biomedycznego. Wstęp do morfometrii i patologii ilościowej. Warszawa – Łódź

APPLICATION OF IMAGE TRANSFORMATIONS IN IMPROVEMENT OF READABILITY OF X-RAY IMAGES

Summary. More and more advanced diagnostics technologies enable very precise assessment of skeleton state and determination of degenerative changes. Due to the fact that top diagnostics technologies are very expensive, X-ray images are mostly taken. In order to perform proper assessment of changes in bone system and bone remodelling after prosthesis implantation, a high quality of X-ray images is necessary. However, unequivocal assessment of changes is not always possible after film developing due to low quality of images and additional X-ray examination is connected with patient being exposed to increased radiation dose. This paper describes the attempts made to adjust computer image analysis in order to improve readability of X-ray images.

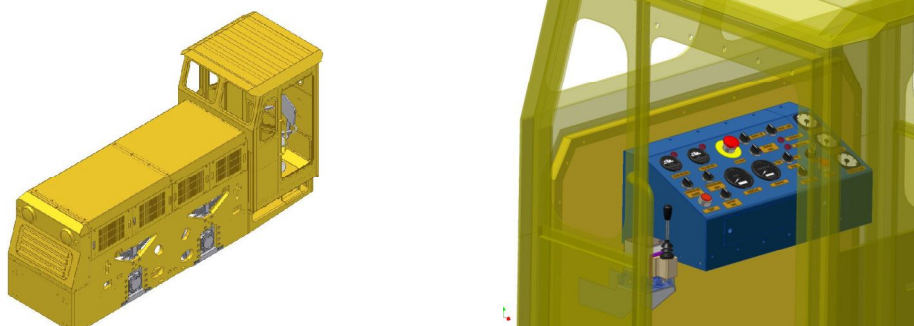
Teodor WINKLER, Dariusz MICHALAK, Łukasz JASZCZYK, Hubert SUFFNER, Krzysztof KACZMARCZYK, Piotr DOBRZANIECKI - CMG KOMAG, Gliwice

KSZTAŁTOWANIE ŚRODOWISKA PRACY OPERATORA LOKOMOTYWY WĄSKOTOROWEJ

Streszczenie. W artykule przedstawiono proces doboru i rozmieszczenia elementów wyposażenia kabiny operatora lokomotywy wąskotorowej stosowanej w górnictwie. W pracach związanych z kształtowaniem środowiska pracy operatora uwzględniono szereg uwarunkowań wynikających ze sposobu obsługi maszyny oraz ograniczeń przestrzennych. Przedstawiona ocena ergonomiczna i funkcjonalna jest jednym z etapów wirtualnego prototypowania przeprowadzanego w celu analizy nowego rozwiązania konstrukcyjnego.

1. WPROWADZENIE

Jednym z etapów projektowania nowych rozwiązań konstrukcyjnych jest kształtowanie przestrzeni pracy operatora maszyny. Z uwagi na wymiary pozostałych elementów lokomotywy (układ jezdny, sterowniczy, napęd) nie ma możliwości zmiany wymiarów kabiny operatora, co w znacznym stopniu wpływa na rodzaj i sposób rozmieszczenia oprzyrządowania w kabinie. W artykule zostanie przedstawiona analiza ergonomiczna i wstępne rozmieszczenie elementów sterowniczych kabiny operatora lokomotywy powierzchniowej WLP-50M. Badania przeprowadzono techniką wirtualnego prototypowania w oparciu o modele 3D szkieletu kabiny, poszycia dachowego oraz elementów wyposażenia wnętrza kabiny. Przebadano zaproponowany wariant możliwego rozmieszczenia elementów wyposażenia w oparciu o normy i wytyczne projektowe.



Rys.1. Ogólny widok przestrzeni ograniczającej kabinę operatora

Na rys.1. przedstawiono widok ogólnego szkieletu kabiny operatora. W kabinie maszynisty znajdują się następujące elementy wchodzące w skład wyposażenia elektrycznego:

- manipulator (manipulatory), sterujący kierunkiem jazdy oraz hamowaniem,
- pulpit sterowniczy do sterowania lokomotywą,

Analizę przeprowadzono w następujących etapach:

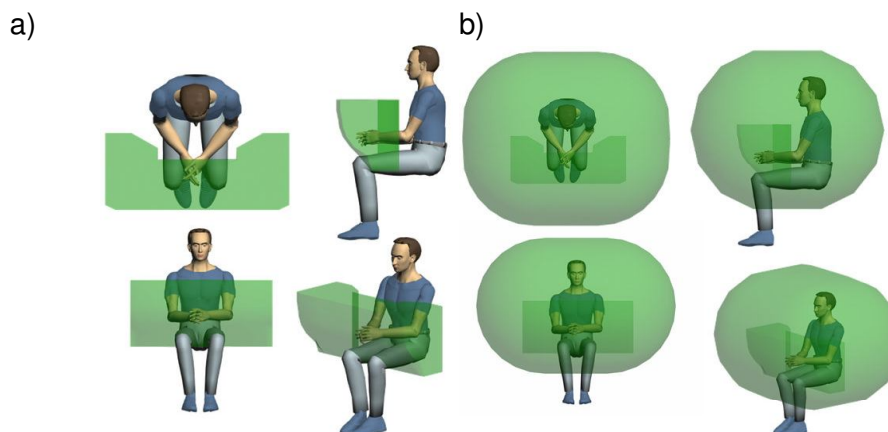
- Etap 1 Identyfikacja kryteriów oceny kabiny operatora,
- Etap 2 Identyfikacja koniecznych do wykonania czynności związanych z jazdą do przodu oraz do tyłu,
- Etap 3. Modelowanie 3D wyposażenia kabiny oraz cech antropometrycznych operatora,
- Etap 4. Ocena ergonomiczna zaproponowanych sposobów rozmieszczenia wyposażenia zgodnie z zasadą miar ograniczających, zgodnie, z którą progowe wartości wymiarów stanowiska pracy określa się dla 5 i 95 centyla,
- Etap 5. Wybór optymalnego rozwiązania.

2. KRYTERIA OCENY ERGONOMICZNEJ KABINY OPERATORA LOKOMOTYWY

Analizą ergonomiczną objęto następujące składniki kabiny:

- rozdzielacz hydrauliczny – badana była łatwość dostępu, zabezpieczenie przed nieumyślnym zadziałaniem oraz możliwość użytkowania w rękawicach [2],
- manipulator – badana była łatwość dostępu, zabezpieczenie przed nieumyślnym zadziałaniem oraz możliwość użytkowania w rękawicach [2],
- pulpit sygnalizacyjny – badane było umieszczenie elementów sterowniczych w sąsiedztwie współpracujących z nimi wskaźnikami w taki sposób, aby ich wzajemne relacje były oczywiste dla operatora, przekazywane informacje powinny znajdować się w zasięgu wzroku i być łatwo dostępne [3], dopuszcza się umiejscowienie elementów poza dopuszczalnymi strefami tylko w przypadku wskaźników nie dotyczących stanów krytycznych w odniesieniu do bezpiecznego działania,
- fotel operatora – fotel operatora powinien zapewnić zajęcie wygodnej pozycji, z możliwością regulacji wysokości siedziska.

W analizach strefy wygody i zasięgu dla powierzchniowych lokomotyw spalinowych wykorzystano normę PN-EN ISO 6682 – „Maszyny do robót ziemnych” [1]. Elementy sterownicze takie jak pulpity i manipulatory powinny znajdować się w przestrzeni określonej przez strefy wygody i zasięgów, których pozycjonowanie odbywa się względem punktu bazowego siedziska – SIP, którego zadaniem jest precyzyjne umiejscowienie stref.



Rys.2. Widok 3D stref, a – wygody, b – zasięgów

Na rys.2. przedstawiono widok 3D stref wygody i zasięgów wykorzystanych w ocenie ergonomicznej zgodnie z wytycznymi ujętymi w normie [1] i [4].

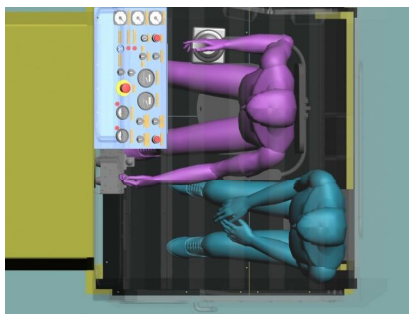
Ocena ergonomiczna w zakresie stref wygody i zasięgów polega na sprawdzeniu czy elementy sterownicze podzielone względem swoich funkcji na pomocnicze i podstawowe znajdują się we właściwych strefach. Elementy sterownicze podstawowe powinny znaleźć się w strefie wygody, elementy sterownicze pomocnicze powinny znaleźć się w strefie wygody lub zasięgu.

Norma [1] definiuje następujące określenia i wymagania:

- SIP – punkt bazowy siedziska określony w ISO 5353 (ustalony w środkowym położeniu regulacji siedziska).
- skok elementu sterowniczego – przemieszczenie elementu sterowniczego w zakresie działania,
- położenie elementu sterowniczego – pozycje elementu sterowniczego, włącznie z odpowiadającym skokiem, określone względem SIP,
- elementy sterownicze podstawowe – elementy sterownicze używane przez operatora często lub stale, takie jak:
 - elementy sterownicze maszyny: skrzyni biegów, hamulców, kierowania, prędkości silnika,
 - elementy sterownicze narzędzia roboczego,
 - elementy sterownicze pomocnicze - elementy sterownicze: światła, wycieraczek szyb, rozrusznika, grzejnika, klimatyzatora, itp., które nie są często używane przez operatora.
- strefy wygody – zalecane strefy położenia elementów sterowniczych dla podstawowych elementów sterowanych ręcznie i nożnie. Zarówno 95 – centylowy jak i 5 – centylowy operator powinien w pozycji siedzącej sięgać do elementów sterowniczych w tych strefach.
- strefy zasięgu – strefy położenia elementów sterowniczych pomocniczych sterowanych ręcznie i nożnie. Zarówno 95 – centylowy jak i 5 – centylowy operator powinien móc wygodnie dosięgnąć elementów sterowniczych w tych strefach, ale może zaistnieć konieczność, aby operator obrócił się lub pochylił do przodu lub na boki.

3. OCENA ERGONOMICZNA

Oceni ergonomicznej poddano rozmieszczenie elementów sterowniczych kabiny operatora, rys.3.



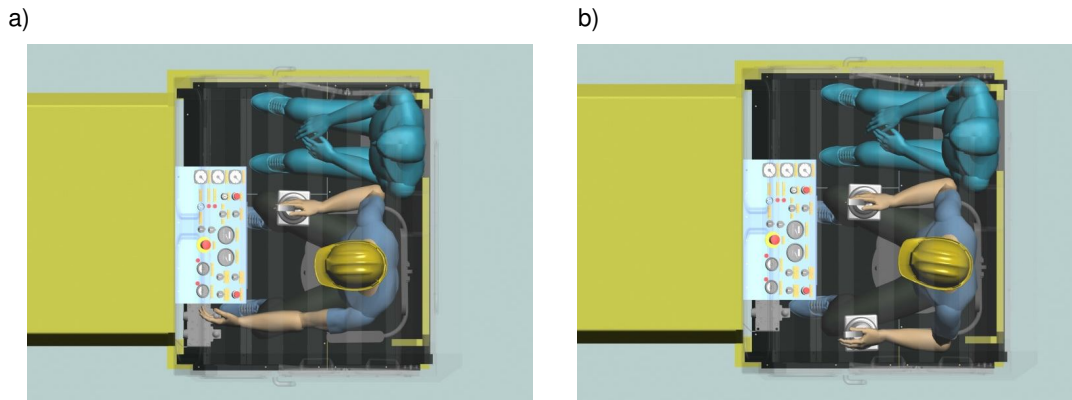
Rys.3. Początkowe rozmieszczenie elementów kabiny - jazda do przodu

W toku analiz określono trzy podstawowe elementy wymagające modyfikacji:

- ustawienie rozdzielacza hydraulicznego koliduje w sposób niedopuszczalny z manipulatorem, przez co znacząco utrudnia jego obsługę podczas jazdy do tyłu,
- obrót fotela w lewo powoduje kolizję manipulatora z pulpitem sterowniczym,
- pulpity sterownicze umieszczone po prawej stronie kabiny jest nieergonomiczny ze względu na małe pole widzenia kierującego podczas jazdy do tyłu.

Zaproponowano przesunięcie całego pulpitu sterowniczego wraz z fotelem i manipulatorem na lewą część kabiny, dzięki temu manipulator znajduje się w miejscu

158 T. Winkler, D. Michalak, Ł. Jaszczyk, H. Suffner, K. Kaczmarczyk, P. Dobrzaniecki dogodnym dla prawej dłoni i dodatkowo nie stanowi przeszkody podczas zajmowania miejsca przez operatora. Dodatkowo ławkę dla konwojenta umieszczono tuż obok prawych drzwi kabiny, co zwiększyło dla niego przestrzeń i komfort podróżowania. Wszelkie urządzenia sterownicze znajdują się w bezpiecznej odległości od konwojenta, dzięki czemu ograniczono ryzyko nieumyślnego włączenia przez niego któregoś z urządzeń. Ocenę ergonomiczną proponowanego rozmieszczenia elementów wyposażenia kabiny przeprowadzono zgodnie z zasadą miar ograniczających. Zgodnie, z którą progowe wartości wymiarów stanowiska pracy określa się dla 5 i 95 centyla.



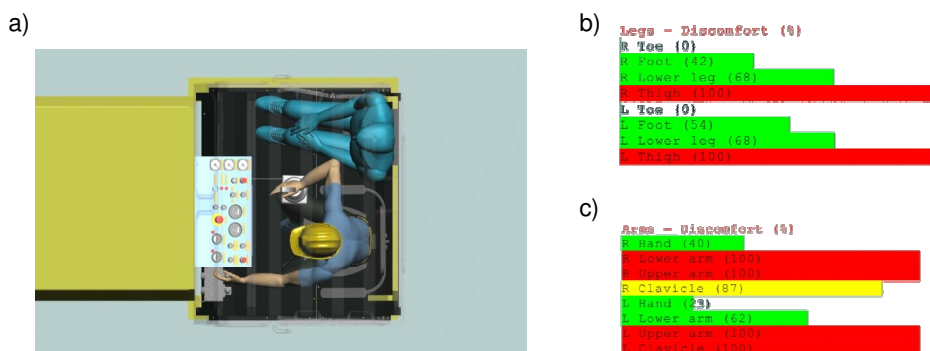
Rys. 4. Warianty rozmieszczenia elementów wyposażenia kabiny

Dla proponowanego rozmieszczenia elementów wyposażenia kabiny przyjęto dwa warianty:

- 1) z jednym manipulatorem sterującym kierunkiem jazdy (rys. 4a);
- 2) z dwoma manipulatorami – sterującym kierunkiem jazdy oraz sterującym hamowaniem (rys. 4b).

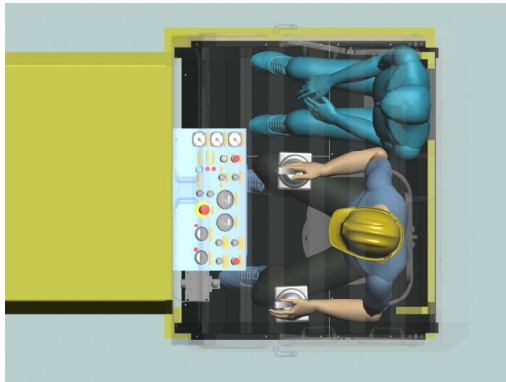
3.1. Ocena współczynnika dyskomfortu kierowcy lokomotywy

Ocena ergonomiczna kabiny - w toku przeprowadzonej oceny ergonomicznej określono dyskomfort kierowcy lokomotywy podczas jazdy do przodu (rys. 5) i do tyłu (rys.6). Współczynnik dyskomfortu określono dla kończyn górnych i dolnych kierowcy. Analizę przeprowadzono dla wariantu z jednym i z dwoma manipulatorami dla modelu 95 – centylowego (rys. 5d – f i rys. 6d – f) oraz 5 – centylowego (rys. 5a – c i rys. 6a – c).

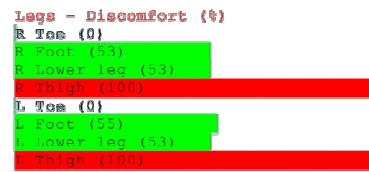


Rys. 5. Współczynnik dyskomfortu określony dla kończyn górnych i dolnych kierowcy lokomotywy podczas jazdy do przodu [5]

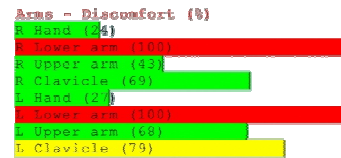
d)



e)

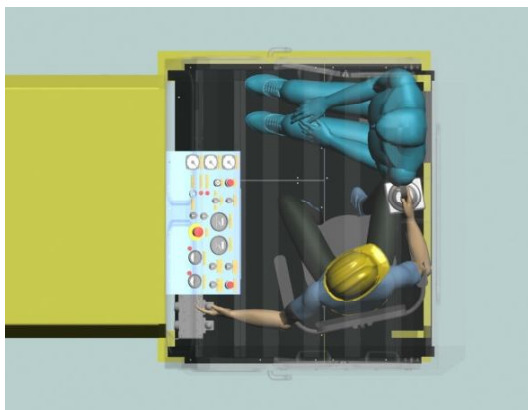


f)

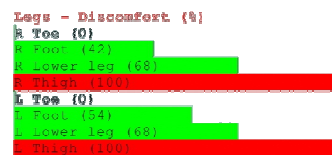


Rys. 5. Współczynnik dyskomfortu określony dla kończyn górnych i dolnych kierowcy lokomotywy podczas jazdy do przodu [5]

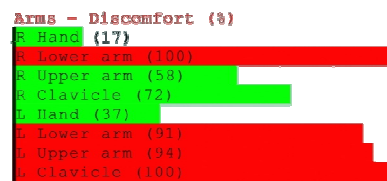
a)



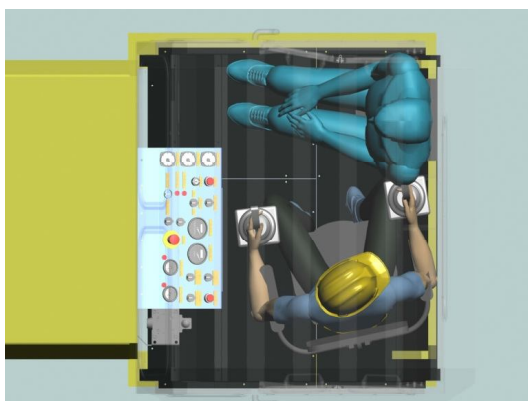
b)



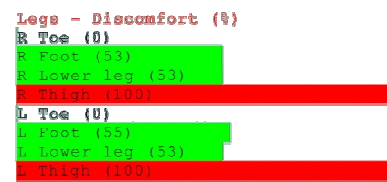
c)



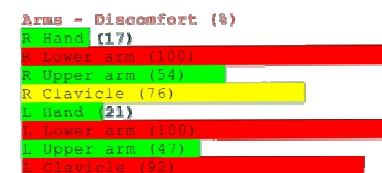
d)



e)



f)



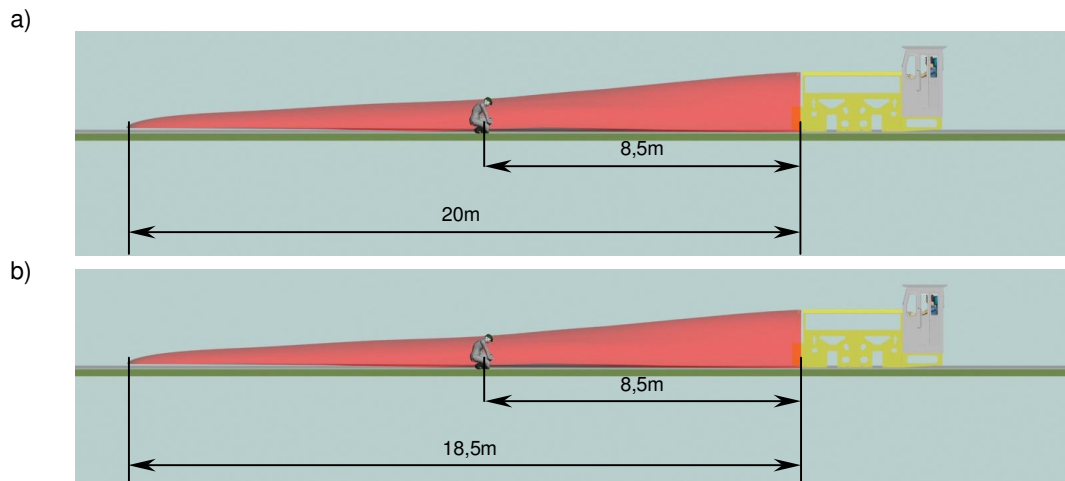
Rys. 6. Współczynnik dyskomfortu określony dla kończyn górnych i dolnych kierowcy lokomotywy podczas jazdy do tyłu [5]

Jako zintegrowaną miarę stopnia wyęczenia układu mięśniowo-szkieletowego ruchu przyjęto umowny współczynnik dyskomfortu statycznego. W programie ANTHROPOS ErgoMAX, współczynnik ten wyznacza się na podstawie wartości momentów i oporów w stawach oraz stopnia wyczerpania ruchomości w stawach, przy uwzględnieniu wag wyznaczanych statystycznie [6]. W wyniku przeprowadzonej analizy stwierdzono, że dla zapewnienia komfortu pracy niskim kierowcom niezbędne jest zastosowanie fotela wyposażonego w podnózek. Stopy powinny pewnie spoczywać na podłodze lub podnóżku, gwarantuje to utrzymanie właściwej pozycji i komfort pracy. Propozycje fotela dla kierowcy wraz z zakresem regulacji przedstawiono w pkt 3.4.

3.2. Ocena pola widzenia kierowcy lokomotywy

W wyniku przeprowadzonej analizy stwierdzono, że martwa strefa w polu widzenia kierowcy lokomotywy (rys. 7a i 7b) podczas jazdy do przodu (mierzona od czoła lokomotywy do główki szyny) wynosi odpowiednio:

- dla modelu 5- centylowego – 20m
- dla modelu 95- centylowego – 18,5m.

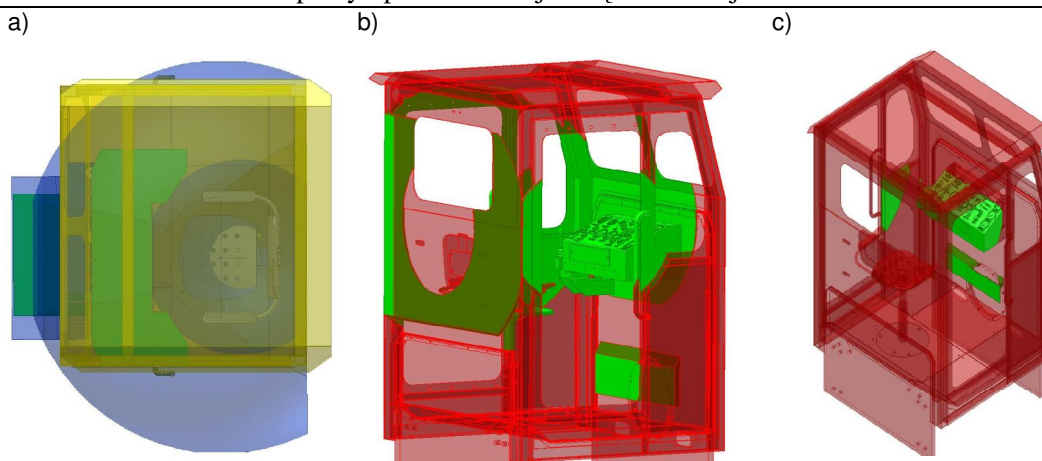


Rys. 7. Pole widzenia kierowcy lokomotywy: a) martwa strefa w polu widzenia dla modelu 5- centylowego, b) martwa strefa w polu widzenia dla modelu 95- centylowego,

Pracownicy przebywający na torowisku (w pozycji kłęczącej) widoczni są dla kierowcy lokomotywy w odległości nie mniejszej niż 8,5m od czoła lokomotywy.

3.3. Strefy wygody i zasięgu w odniesieniu do elementów sterowniczych

Z przeprowadzonej analizy wynika, że elementy sterownicze stanowiące wyposażenie lokomotywy WLP-50M znajdują się w strefie zasięgu. Manipulatory służące do sterowania kierunkiem jazdy i hamowaniem znajdują się w strefie wygody, co zapewnia komfort pracy kierowcy.

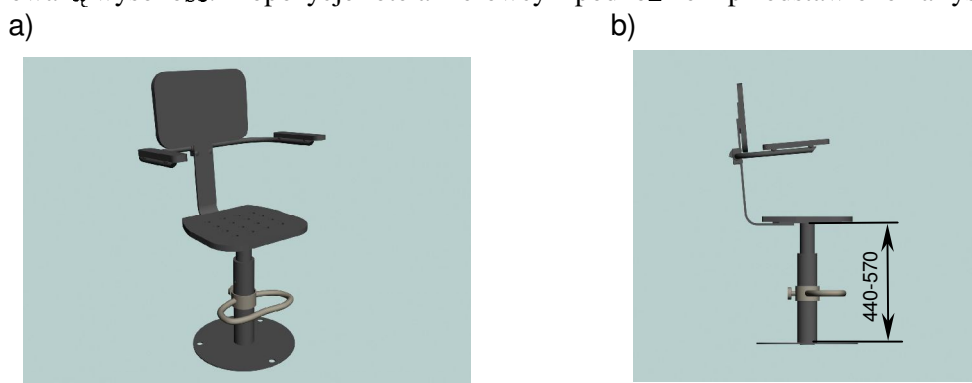


Rys. 8. Strefy wygodności i zasięgu w odniesieniu do elementów sterowniczych: a) strefa zasięgu, b) strefa wygodności

Na rysunku 8a przedstawiono kabinę lokomotywy z uwzględnieniem stref wygodności i zasięgu. W wyniku przeprowadzonej analizy elementy kabiny znajdujące się w strefie zasięgu (rys. 8b) i wygodności (rys. 8c) oznaczono kolorem zielonym.

3.4. Fotel kierowcy

Dla zapewnienia wygodnej pozycji kierowcy, fotel powinien być obrotowy i mieć regulowaną wysokość. Propozycje fotela kierowcy z podnóżkiem przedstawiono na rys. 9.



Rys. 9. Fotel kierowcy lokomotywy: a) fotel z podnóżkiem, b) zakres regulacji fotela kierowcy

Regulacja wysokości siedziska powinna mieścić się w zakresie od 440 – 570 mm (rys.9b). Dla zapewnienia komfortu pracy kierowcom o niskim wzroście zaproponowano zastosowanie regulowanego podnóżka mocowanego do fotela kierowcy.

4. WNIOSKI

Na podstawie powyższych analiz wysunięto następujące wnioski:

- elementy sterujące pulpitu powinny być tak usytuowane, aby nie utrudniały otwierania i zamykania drzwi przy zajmowaniu miejsca w kabinie,
- fotel kierowcy powinien być obrotowy i mieć możliwość regulacji wysokości, dodatkowo manipulator powinien być przymocowany bezpośrednio do siedziska, tak aby po zmianie wysokości nadal dostosowany był do wysokości operatora (rys. 9),
- fotel kierowcy lokomotywy powinien być wyposażony w podnóżek, zwiększający komfort pracy pracownikom o niskim wzroście,
- zastosowanie dwóch manipulatorów do sterowania pracą lokomotywy poprawia w znacznym stopniu komfort pracy kierowcy lokomotywy,
- umieszczenie manipulatora powinno zgodnie z zapisami normy zapewniać minimalny odstęp - 55mm od drzwi kabiny w pozycji odchylonej, z uwagi na możliwość regulacji wysokości fotela w płaszczyźnie pionowej (góra – dół), w miarę możliwości powinno się stworzyć możliwość zmiany położenia manipulatora w płaszczyźnie poziomej (lewo – prawo), tak aby osoby o różnym wzroście mogły dopasować jego położenie optymalnie.

LITERATURA

- [1] PN-EN ISO 6682 - Maszyny do robót ziemnych. Strefy wygody i zasięgu w odniesieniu do elementów sterowniczych
- [2] PN-EN 894-3 Maszyny. Bezpieczeństwo. Wymagania ergonomiczne dotyczące projektowania wskaźników i elementów sterowniczych
Część 3: Elementy sterownicze
- [3] PN-EN 894-1 Maszyny. Bezpieczeństwo. Wymagania ergonomiczne dotyczące projektowania wskaźników i elementów sterowniczych
Część 1: Ogólne zasady interakcji między człowiekiem a wskaźnikami i elementami sterowniczymi
- [4] PN-ISO 5353:1998 Maszyny do robót ziemnych, ciągniki i maszyny rolnicze i leśne
- Punkt bazowy siedziska
- [5] ANTHROPOS – ErgoMax: User Guide, Version 3.0, (1999), IST GmbH, Keiserslautern.
- [6] Winkler T.: Komputerowo wspomagane projektowanie systemów antropotechnicznych. Warszawa: WNT, 2005

CREATION OF WORK ENVIRONMENT OF THE NARROW-GAUGE RAILWAY OPERATOR

Summary. Process of selection and arrangement of equipment of the operator's cabin in a narrow-gauge railway used in the mining industry is presented. Series of conditions resulting from the method of machine maintenance and spatial limitations were included in the research work associated with a creation of operator's work environment. The presented ergonomic and functionality assessment is one of the stages of virtual prototyping, carried out to verify a new design solution.

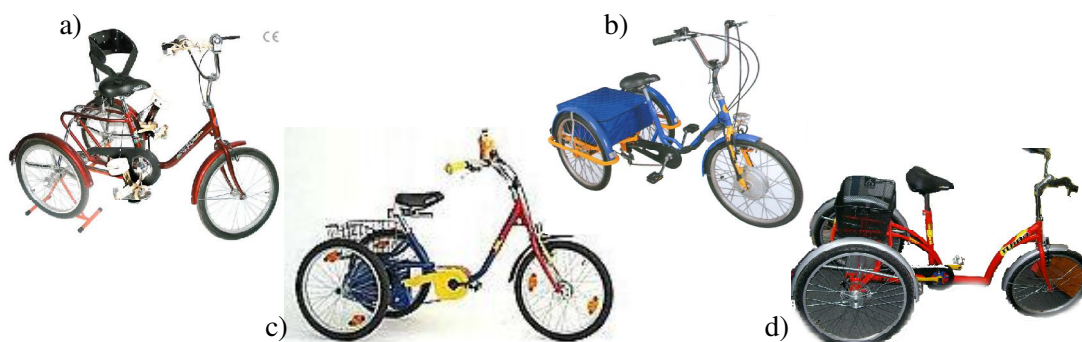
Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Sylwester MATEJA, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice
Piotr SROCZYŃSKI, Ortolan Sp. z o.o., Przedsiębiorstwo obrotu i produkcji urządzeń
rehabilitacyjnych, Katowice

PROJEKTOWANIE ROWERU REHABILITACYJNEGO DLA DZIECI NIEPEŁNOSPRAWNYCH

Streszczenie. W pracy przedstawiono propozycję trójkołowego roweru dla dzieci niepełnosprawnych wspomagającego ich rehabilitację. Projekt został wykonany w programie Inventor, natomiast obliczeń wytrzymałościowych dokonano w systemie ANSYS. Projekt zrealizowano we współpracy z firmą Ortolan.

1. WSTĘP

Rowerzy trójkołowe są grupą rowerów, które mogą być przeznaczone do rehabilitacji osób z różnymi schorzeniami układu ruchu. Znajdują zastosowanie u osób: chorych na stwardnienie rozsiane, po udarach mózgu i rdzenia kręgowego, z polineuropatią, ze schorzeniami zwyrodnieniowymi i zapalnymi kończyn dolnych. Również mogą z nich korzystać osoby z chorobami reumatoidalnymi, po protezoplastyce kończyn dolnych, z wszelkiego rodzaju schorzeniami wymagającymi rehabilitacji kończyn dolnych. Polecane są także dla osób starszych dla ułatwienia w poruszaniu się. Zajęcia, wykorzystujące rowery trójkołowe podczas rehabilitacji, nazywane są cykloterapią. Ta forma przywracania sprawności kończynom dolnym znajduje coraz większe uznanie wśród fizjoterapeutów, gdyż ćwiczenia w nieznacznym stopniu obciążają układ krążenia, wpływają korzystnie na zmniejszenie tkanki tłuszczowej i zrównoważenie zaburzeń neurovegetatywnych [3].



Rys.1. Rowery trójkołowe dziecięce oferowane na rynku przez:
a) Misiarz, b) Acumobile, c) Draisin, d) Ortolan

Obecnie na rynku polskim istnieje kilka firm, zajmujących się projektowaniem i produkcją trójkołowców, należą do nich m.in. Draisin, Acumobile, Misiarz i Ortolan. Ponieważ zakładów tych nie jest zbyt wiele, a zapotrzebowanie na tego typu sprzęt wciąż rośnie,

postanowiono podjąć próbę zaprojektowania roweru trójkołowego dla dzieci, który ułatwiłby im rehabilitację, a także był przyjemnym i miłym środkiem transportu.

2. PROJEKT ROWERU REHABILITACYJNEGO

2.1. Założenia projektowo-konstrukcyjne

Analiza potrzeb dzieci niepełnosprawnych i przegląd dostępnych na rynku rowerów trójkołowych przeznaczonych dla tych dzieci, pozwoliły na opracowanie założeń projektowo-konstrukcyjnych. Podstawowym założeniem było zastosowanie w projekcie mało spotykanego w innych rowerach trójkołowych mechanizmu różnicowego, umożliwiającego łatwiejsze sterowanie rowerem. Zastosowanie tego mechanizmu dało możliwość uniezależnienia od siebie prawej i lewej półosi przekazujących napęd. Dzięki temu można uzyskać pochylenie tylnych kół, jak w sportowych wózkach inwalidzkich, co pokazano na rysunku 4.

Pochylenie tylnych kół o 10 stopni względem podłoża zapewnia większą sterowność pojazdu, dodatkowo ułatwia manewrowanie rowerem, a także sprawia, że rower staje się bardziej stabilny, a co za tym idzie jest mniej podatny na przewracanie się przy gwałtownych skrętach. Poniżej pokazano gotowy projekt roweru trójkołowego dla niepełnosprawnych dzieci w dwóch wariantach konstrukcyjnych. Na rysunku 2 pokazano rower w wariantcie z tylnymi kołami usytuowanymi pionowo, natomiast na rys.3 z kołami ustawionymi skośnie.



Rys.2. Projekt roweru trójkołowego dziecięcego z kołami pionowymi



Rys.3. Projekt roweru trójkołowego dziecięcego z kołami skośnymi



Rys.4. Położenie kół względem podłoża: a) pionowe, b) skośne

Drugim założeniem była uniwersalność konstrukcji rowerka, która umożliwiałaby rodzicom dzieci niepełnosprawnych na ograniczenie dodatkowych kosztów związanych z okresową wymianą środka transportu powodowanego wzrostem dziecka. Dlatego też zaprojektowany rower posiada możliwość regulacji długości ramy, co sprawia, że „rośnie” on wraz z dzieckiem. Na rysunku 5 przedstawiono mechanizm regulacji wielkości ramy rowerku.



Rys.5. Mechanizm umożliwiający regulację długości ramy

Ostatnim, lecz nie mniej ważnym, założeniem był wygląd rowerka, który miał być oryginalny i przyjemny w użytkowaniu. Inspirację do zaprojektowania obecnego kształtu ramy stanowiła natura, a mianowicie łabędzie – symbole gracji i piękna. Poniżej na rysunku 6 porównano kształt ramy rowerka z łabędziem.



Rys.6. Porównanie ramy roweru z łabędziem

2.2. Urządzenia dodatkowe

Dostępne na rynku rowery rehabilitacyjne proponowane są wraz z urządzeniami, mającymi na celu zapewnienie bezpieczeństwa osobom niepełnosprawnym, a także dodatkowego wspomagających ich rehabilitację podczas zajęć cykloterapii. Są to wszelkiego rodzaju stabilizatory kończyn i kręgosłupa. Produkowane są one zazwyczaj przez firmy zajmujące się projektowaniem i wytwarzaniem rehabilitacyjnych rowerów trójkołowych. Poniżej przedstawiono przykłady takich urządzeń.



Rys.7. Urządzenia wspomagające zabiegi cykloterapii [4]

W prezentowanym projekcie również uwzględniono możliwość stosowania urządzeń stabilizujących, a także dostosowania roweru do indywidualnych potrzeb użytkownika. Wersja standardowa proponowana jest z pedałami zaopatrzonymi w noski, które zapobiegają zsunięciu się z nich stóp, a pozostałe urządzenia wspomagające są montowane na specjalne zamówienie.

2.3. Analiza wytrzymałościowa ramy

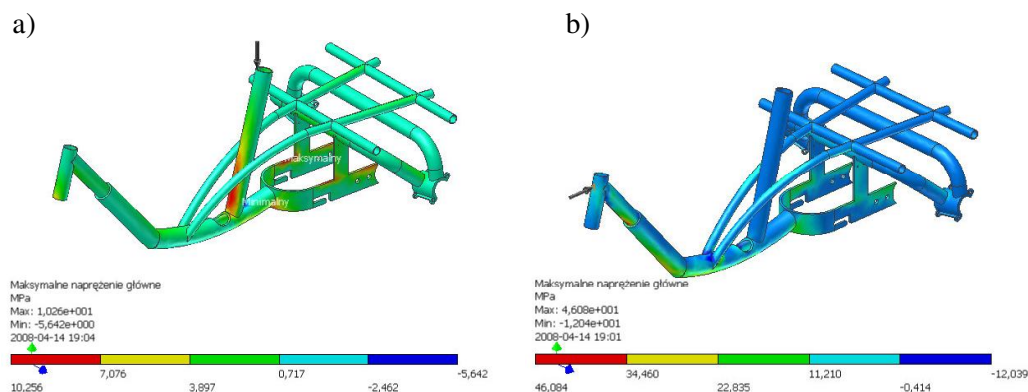
Najbardziej newralgiczną częścią każdego urządzenia, które ułatwia poruszanie się osobom niepełnosprawnym (wózki inwalidzkie, balkoniki, rowerki itd.), jest jego rama. Przenosi ona największe obciążenia w całym układzie i jest najbardziej podatna na wszelkiego rodzaju uszkodzenia. Dlatego też w niniejszym projekcie dokładnej analizie wytrzymałościowej poddano jedynie konstrukcję ramy. Analiza ta została przeprowadzona w programie ANSYS. Materiałem, który zaproponowano na wykonanie ramy jest stal niestopowa o właściwościach przedstawionych w tabeli 1. a do obliczeń przyjęto, że jest:

- liniowy;
- jednorodny;
- izotropowy.

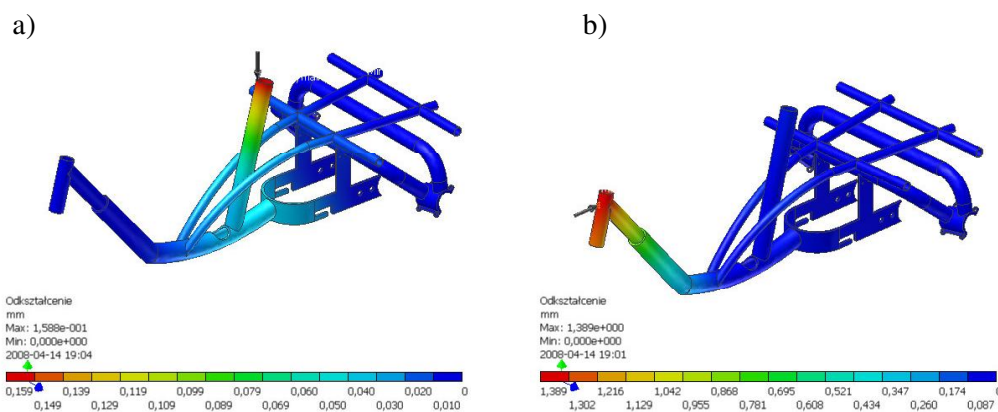
Tabela 1. Właściwości stali, z której wykonana została rama

Właściwości stali	Wartość
Moduł Younga	$2,1 \cdot 10^5$ MPa
Współczynnik Poissona	0,3
Gęstość masy	7,85 kg/m ³
Granica plastyczności	207 MPa
Wytrzymałość na rozciąganie	345 MPa

Badania zostały przeprowadzone zgodnie z normą PN-EN 14765:2007, dotyczącą rowerów dziecięcych, która narzuca wykonanie obliczeń wytrzymałościowych konstrukcji dla dwóch wariantów obciążenia. W pierwszym z nich wartość siły 600N przykładana jest do główki ramy. W drugim natomiast siła o wartości 300N została przyłożona do sztycy, prostopadle do podłoża. Poniżej przedstawiono graficzną reprezentację zadawanych obciążeń oraz rozkład otrzymanych naprężeń i odkształceń ramy dla obydwu próbach.



Rys.8. Rozkład naprężeń występujących w ramie podczas działania siły:
a) przyłożonej do sztycy, b) przyłożonej na główkę



Rys.9 Odkształcenia ramy wywołane działaniem siły:
a) przyłożonej do sztycy, b) przyłożonej na główkę

3. WNIOSKI

Na polskim rynku funkcjonuje bardzo mało firm, zajmujących się produkcją rowerów niestacjonarnych, wspomagających rehabilitację. Dlatego też realizacja projektu jest jak najbardziej uzasadniona, a wręcz konieczna. Cykloterapia jest dziedziną, dającą bardzo dobre efekty w rehabilitacji, gdyż wykonywanie ćwiczeń w plenerze zapewnia korzystniejsze warunki psychiczne pacjentom, a co za tym idzie podczas nich milej spędzają czas.

Zaproponowany w pracy projekt roweru, ze względu na kształt ramy sprawia, że jest on alternatywną metodą dla dzieci niepełnosprawnych w ich rehabilitacji, a atrakcyjny wygląd sprawi, że chętniej będą uczestniczyć w tych zajęciach. Materiał, z którego wytwarzana

będzie rama, jest ogólnodostępny i dość powszechny wśród firm zajmujących się produkcją rowerów, co umożliwi uzyskanie stosunkowo niewielkich kosztów produkcji.

Z przedstawionej analizy wytrzymałościowej można zauważyć, że uzyskane największe naprężenia nie będą powodować trwałych odkształceń i nie stanowią zagrożenia dla życia i zdrowia osób, mających korzystać z projektowanych rowerków. Świadczy o tym wyznaczony przez program ANSYS współczynnik bezpieczeństwa. W newralgicznych miejscach przy łączeniach sztycy podsiodełkowej z ramą i przy mechanizmie regulacji długości ramy osiąga on wartość 10, co oznacza, że otrzymane największe naprężenia są dziesięciokrotnie mniejsze, niż dopuszczalne.

Ponieważ rower, będący przedmiotem tego projektu, realizowany jest we współpracy z firmą, mającą zamiar wprowadzić go na rynek, istnieje duża szansa, że zostanie wytworzony prototyp. Pozwoli to na doświadczalną weryfikację jego wytrzymałości i ocenę skuteczności rehabilitacji dzieci niepełnosprawnych.

LITERATURA

- [1] Dobrzański L.: Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo. WNT, Warszawa 2002.
- [2] Kiwerski J.: Rehabilitacja Medyczna. PZWL, Warszawa 2005.
- [3] Hambly K.: Cycling for knee rehabilitation. (<http://www.kneeguru.co.uk>, 10.04.2008).
- [4] <http://www.draisin.com/pl/index.htm>, (10.04.2008).

PROJECT OF TRICYCLE FOR DISABLED CHILDREN'S REHABILITATION

Summary. This paper is presented the project of tricycle for disabled children, which is designed to rehabilitation them. Mechanical side of this project was made with Inventor 11, but stress and strain of frame was obtained with ANSYS. The project was realized in cooperation with a Ortolan Corporation.