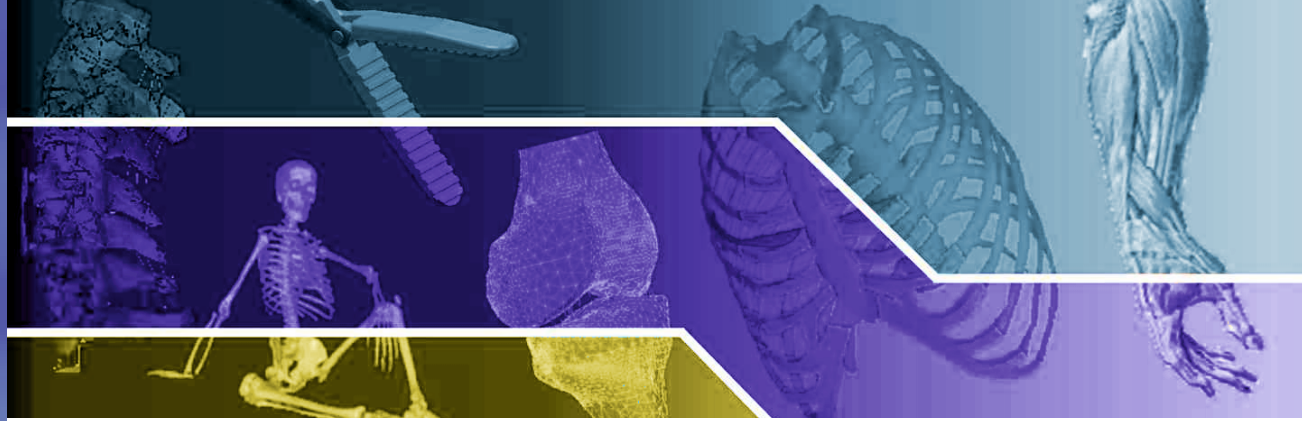


20/2020



Politechnika Śląska  
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY  
BIOMECHANIKI

AKTUALNE PROBLEMY BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2020

20  
2020

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA  
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ  
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE  
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYT nr 20**  
(grudzień 2020)

**AKTUALNE PROBLEMY  
BIOMECHANIKI**

**ZABRZE 2020**

## **RADA PROGRAMOWA**

**Romuald Będziński**  
**Lechosław B. Dworak**  
**Marek Gzik** – przewodniczący  
**Marek Mandera**  
**Jan Marciniak**  
**Stanisław Mazurkiewicz**  
**Eugeniusz Świtoński**  
**Andrzej Wit**

## **REDAKCJA**

Redaktor naczelny: **Robert Michnik**  
Zastępca redaktora naczelnego: **Alicja Balin**  
Redaktorzy tematyczni: **Edyta Kawlewska, Katarzyna Nowakowska-Lipiec**  
Redaktor techniczny: **Dobrochna Fryc**

## **ZESPÓŁ REDAKCYJNY**

**Bogdan Bacik, Tomasz Bielecki, Dawid Larysz, Grzegorz Milewski,**  
**Andrzej Myśliwiec, Zbigniew Paszenda**

ISSN 1898-763X

Artykuły zostały opracowane z tekstów nadesłanych przez Autorów.  
Wydano za zgodą Dziekana Wydziału Inżynierii Biomedycznej.

**Wszystkie artykuły umieszczone w niniejszym czasopiśmie są recenzowane.**

## **ADRES REDAKCJI**

Katedra Biomechatroniki Politechniki Śląskiej  
**ul. Roosevelta 40**  
**41-800 Zabrze**

Tel: (+48 32) 277 74 70  
Adres e-mail: [\*\*apb@biomechanik.pl\*\*](mailto:apb@biomechanik.pl)  
[www.biomechanik.pl/apb](http://www.biomechanik.pl/apb)

**SPIS TREŚCI**

1. Chuchnowska I.: Badania poziomu społecznej świadomości występowania syndromu tech neck wśród przedstawicieli „pokolenia Z” .....5
2. Chuchnowska I.: Orteza szyjna jako element wspomagania korekty protrakcji głowy i kuracji syndromu „tech neck” .....13
3. Chuchnowska I., Iskra A., Purgoł P.: Projekt inteligentnej laski dla osób starszych.....21
4. Chmura M., Wodarski P., Gruszka G., Jurkojć J.: Ocena zmian wybranych wielkości stabilograficznych na skutek oddziaływania wirtualnej rzeczywistości.....29
5. Fryc D., Bibrowicz K.: Tensomiograficzna charakterystyka wybranych mięśni stabilizujących miednicę w korelacji z kątem pochylenia miednicy u młodych zdrowych kobiet .....37
6. Jozzko K., Machnia K.: Analiza numeryczna segmentu ruchowego odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka w przypadku wystąpienia kręgozmyku .....45



Iwona CHUCHNOWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

## BADANIA POZIOMU SPOŁECZNEJ ŚWIADOMOŚCI WYSTĘPOWANIA SYNDROMU TECH NECK WŚRÓD PRZEDSTAWICIELI „POKOLENIA Z”

**Streszczenie:**W artykule zaprezentowano wyniki badania ankietowego, którego celem było ustalenie społecznej świadomości występowania syndromu tech-neck wśród reprezentantów tzw. pokolenia z – w najwyższym stopniu uzależnionego od korzystania z urządzeń elektronicznych. Badaniem objęto także zagadnienie podejmowania prób świadomego, celowego zapobiegania przedmiotowemu problemowi oraz podatność na bóle głowy i poszczególnych partii kręgosłupa. Wyniki zestawiano z szacunkowym deklarowanym przez respondentów czasem korzystania z poszczególnych urządzeń elektronicznych.

**Słowa kluczowe:** syndrom „tech neck”, „text neck”, „texting neck”, pokolenie Z

### 1. WSTĘP

Kręgosłup jako najbardziej złożony i skomplikowany element ludzkiego szkieletu od wielu lat stanowi przedmiot zainteresowania i wieloaspektowych badań biomechaników. Ze względu na rozbudowaną strukturę specjaliści zajmują się zazwyczaj poszczególnymi jego odcinkami (lędźwiowym, piersiowym, szyjnym). W początkowym okresie rozwoju dyscypliny jej przedstawiciele koncentrowali się na wieloaspektowych badaniach ruchu, obciążeń, urazów oraz schorzeń i deformacji niższych części kręgosłupa. Odcinek szyjny o specyficznej budowie kręgów, odpowiedzialny za utrzymywanie głowy pozostawał nieco w cieniu. Z czasem, w związku z mocno posuniętym już rozwojem motoryzacji i prędkości osiągalnej przez dwu i jednośladowe pojazdy, dostrzegając iż to właśnie ta partia kręgosłupa jest szczególnie narażona na konsekwencje wypadków drogowych, badania biomechaników zaczęły koncentrować się na analizie sił oddziaływujących na kręgosłup szyjny podczas gwałtownego hamowania i innych niezamierzonych i nieopanowanych ruchów samochodu. Temat cieszył się dużym zainteresowaniem także wśród polskich badaczy [3, 4, 2, 5]. Nadal zresztą pozostaje aktualny [8]. Równolegle, już od początku lat 90. ubiegłego wieku prowadzono analizy modelu obciążeń szyjnego odcinka kręgosłupa w statycznej pozycji ciała [9]. W kolejnych latach uwagę zwrócono na rosnący problem wpływu coraz powszechniejszej pracy przy komputerze na chroniczne nieprawidłowości postawy i zanik lordozy szyjnego odcinka kręgosłupa [10]. Stwierdzono iż poza urazami zewnętrznymi i innymi czynnikami natury chorobowej najczęstszą przyczyną deformacji struktury szkieletu i układu mięśni szyjnego odcinka kręgosłupa jest permanentne przyjmowanie nieprawidłowej postawy ciała, powodowane pozycją wykonywania długotrwałych bądź często powtarzanych czynności. Najpoważniejszym w tym względzie problemem wydawała się konsekwencja nieprawidłowej

postawy zajmowanej podczas wielogodzinnej pracy przed monitorem komputera. Wiele prac badawczych dotyczyło więc analizy pozycji poszczególnych odcinków, ze szczególnym uwzględnieniem partii szyjnej kręgosłupa osoby pracującej przed usytuowanym pod różnym kątem i na różnych wysokościach monitorem [6, 11, 1, 7]. Jak widać, pomimo że rozwój techniki i technologii przyczynia się pod wieloma względami do poprawy warunków zdrowotnej egzystencji człowieka, pewne aspekty tegoż rozwoju stanowią dla niej zagrożenia oraz pośrednią przyczynę stanów chorobowych. Kolejna, dostrzeżona w ostatnich latach przyczyna spłaszczenia lordozy w wyniku nieprawidłowości utrzymywanej pozycji szyjnego odcinka kręgosłupa znów związana jest z nowoczesnymi technologiami. Tym razem dotyczy korzystania ze smartfonów i nieprawidłowości pozycji w pewien sposób „wymuszanej” ich użytkowaniem. Wbrew pozorom to niewielkie rozmiarem urządzenie ma zasadniczy wpływ na złe nawyki postawy, co wiąże się przede wszystkim z wysoką częstotliwością korzystania z niego. Konsekwencje wspomnianej wady postawy, uwzględniając powszechność jej występowania, są dotkliwe, a w pewnych przypadkach nawet groźne. Skutkiem omawianej postawy mogą być: chroniczne bóle głowy, dyskopatia kręgów szyjnych, rozciągnięcie rdzenia kręgowego wraz z jego konsekwencjami, zmniejszenie pojemności płuc, nadciśnienie. Problem określany bywa już mianem choroby cywilizacyjnej naszych czasów. Poświęca się mu coraz liczniejsze badania z zakresu biomechaniki i medycyny. Przyjęło się już wprowadzone przez Dr Deana L. Fishmana pojęcie syndromu „text neck”, „texting neck”, „tech neck”, stanowiące synonim protrakcji głowy i definiujące problem prowadzących do urazów i bólu napięć powstałych w okolicy szyi i barku na skutek nadmiernego, długotrwałego wpatrywania się w trzymane w ręce urządzenie. Z jednej strony pojęcie tak zyskało na popularności, że nawet firmy farmaceutyczne produkują już maseczki redukujące zmarszczki będące konsekwencją syndromu (rys. 1).



**Rys.1. Maseczka przeciw efektom tech neck**

Jako ciekawostkę warto przytoczyć definicję zaprezentowaną na opakowaniu maseczki Jagody Acai przeciw efektom tech neck firmy Ziaja: „Tech neck czyli technologiczna szyja, to zmarszczki na szyi powstałe w wyniku ciągłego pochylania głowy podczas korzystania z telefonów komórkowych i innych urządzeń mobilnych”.

Z drugiej strony źródło powszechności syndromu tkwi w małej społecznej świadomości zdrowotnych konsekwencji przyjmowania nieprawidłowej postawy ciała podczas użytkowania mobilnych urządzeń elektronicznej komunikacji.

## 2. POZIOM SPOŁECZNEJ ŚWIADOMOSCI WYSTĘPOWANIA PROBLEMU „TECH NECK” w POKOLENIU „Z”

W odpowiedzi na wskazany powyżej problem, wykorzystując metodę audytoryjnych badań ankietowych, podjęto próbę ustalenia poziomu społecznej świadomości syndromu oraz jej pozytywnych konsekwencji – czyli przełożenia na działania zapobiegawcze.

Badanie przeprowadzono wśród niemal 400 przedstawicieli najstarszej grupy tzw. pokolenia Z- młodzieży wkraczającej obecnie w dorosłe życia – uczniów z klas maturalnych (15,9% ankietowanych) i studentów. „Pokolenie Z”, zwane także „generacją C” stanowią osoby urodzone po 1990, wg innych po 1995 roku, które przyszły na świat w momencie gdy rozwój współczesnych technologii był już mocno zaawansowany. Udogodnienia z nimi związane kształtowały ich otoczenie i sposób funkcjonowania od wczesnego dzieciństwa [12].

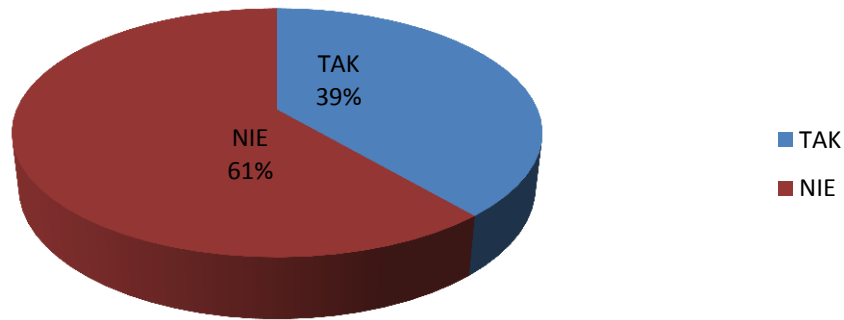
Badania zrealizowano w pierwszych miesiącach 2020 roku wśród młodzieży uczącej się zarówno w kierunkach technicznych jak i humanistycznych z wyłączeniem medycyny i biomechaniki. Odpowiedzi respondentów z ostatnich wymienionych kierunków mogłyby zaburzyć rzeczywisty obraz świadomości istnienia problemu z racji lepszego zorientowania studentów w przedmiotowych zagadnieniach. Ankietowanym zadano 10 pytań dotyczących bezpośrednio syndromu „tech neck” i najpowszechniej występującej jego konsekwencji w postaci bólów głowy, oraz bólu poszczególnych partii kręgosłupa. Pytano także o ewentualne stosowane sposoby zapobiegania dolegliwościom oraz o przeciętny czas korzystania z różnych urządzeń elektronicznej komunikacji.

### 2.1. Analiza wyników badań – znajomość pojęcia - świadomość występowania syndromu „tech neck”

Pierwsze cztery pytania dotyczyły bezpośrednio syndromu „tech neck”. Znajomość pojęcia sprowadza się do świadomości występowania problemu i implikuje możliwość dostrzeżenia go i przeciwdziałania mu we własnej postawie.

Respondenci odpowiadali czy wiedzą co to jest syndrom „tech neck”, „text neck”, „texting neck”, „smartfonowa szyja”, „smsowa szyja”. W formularzu ankiety uwzględniono wszystkie synonimy, by wyeliminować nieadekwatność odpowiedzi wynikającą z nieznajomości pojedynczego określenia. Badanych pytano równocześnie czy w swojej postawie dostrzegają przedmiotowy problem, a jeśli tak to czy podejmują jakiegokolwiek formy przeciwdziałania i jeśli tak to jakie. Patrząc całościowo, pojęcie „tech neck” zna niespełna 39 % przebadanych (rys. 2). Z tym, że proporcje te kształtują się nierównomiernie i zależą zarówno od kierunku studiów jak i wieku. I ten drugi czynnik ma tutaj znaczenie decydujące. Nawet wśród adeptów informatyki, studenci pierwszego roku (11,9% badanych) zaprezentowali znajomość terminu na poziomie zaledwie 35%. Wśród studentów wyższych lat (33,4% badanych) znajomość terminu sięgała, a niejednokrotnie nawet znacznie przekraczała 50 %.





**Rys.2. Wyniki badania znajomości pojęcia syndrom „tech neck”, „smartfonowa szyja”, „smsowa szyja”**

W klasach maturalnych (15,9%) znajomość pojęcia ledwie przekraczała 30%. Niemniej plasująca się na poziomie prawie 40% przeciętna świadomość istnienia problemu wśród najstarszych przedstawicieli pokolenia Z, jest dość dobrym wynikiem.

Drugie pytanie uwarunkowane było pozytywną odpowiedzią na poprzednie, czyli odpowiadało na nie 39% ankietowanych. Pytanie dotyczyło dostrzegania przedmiotowego problemu we własnej postawie. Grupa badanych obejmowała jedynie osoby młode, u których konsekwencje syndromu mogły jeszcze nie zaistnieć. Niespełna 30% osób świadomych występowania syndromu „tech neck”, czyli 7% wszystkich badanych dostrzega przedmiotowy problem we własnej postawie (rys. 3, 4). Nie zmienia to faktu, że w przyszłości może on znacząco rzutować na kondycję zdrowotną większej ich części.



**Rys. 3. Występowanie syndromu w grupie osób znających pojęcie tech neck**

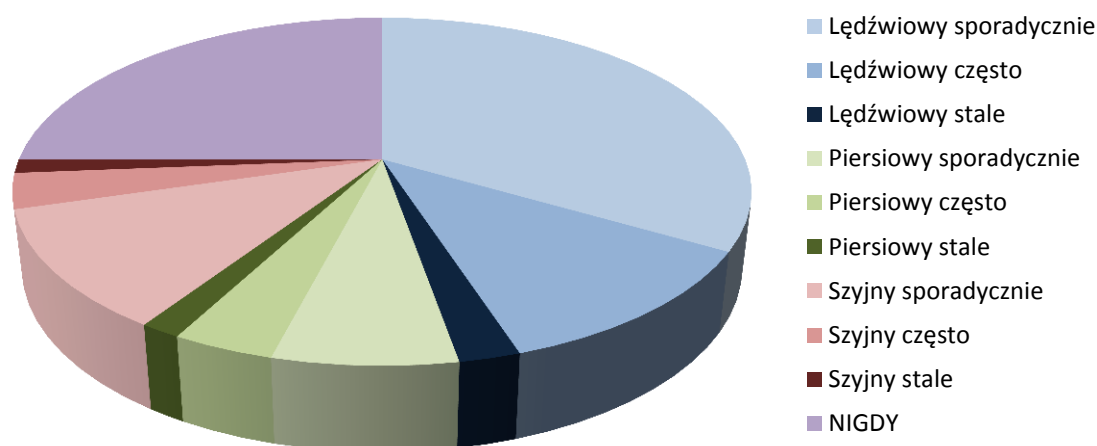
**Rys. 4. Wyniki odpowiedzi na pytanie czy badany obserwuje u siebie przedmiotowy problem w całej grupie badanych**

Stosunkowo duży odsetek znających pojęcie syndromu „tech neck”(prawie 29%) nie wie czy osobiście ma z nim problem (ryc. 3). Niepokojącym jest fakt, iż sama wiedza o występowaniu zjawiska, a nawet świadomość należenia do grupy dotkniętej syndromem nie skutkuje bezpośrednimi działaniami zapobiegawczymi. Wskazują na to odpowiedzi na kolejne pytania. Podejmowanie jakiegokolwiek formy przeciwdziałania z gubnych w skutkach postawie zadeklarowała jedynie 1/3 respondentów przyznających się do doświadczenia syndromu. Pośród metod przeciwdziałania wymieniano: staranie o utrzymanie prostej pozycji, niewychylanie głowy, używanie podkładki podwyższającej położenie laptopa, skracanie czasu użytkowania urządzeń oraz ćwiczenia szyi, korzystanie z siłowni lub innej formy cyklicznych ćwiczeń, przyjmowanie odpowiedniej pozycji podczas snu, trzymanie telefonu na wysokości oczu.

## 2.2. Analiza wyników badań – odczuwane dolegliwości

Kolejne pytania dotyczyły odczuwania ewentualnych skutków utrzymywania nieprawidłowej pozycji górnego odcinka kręgosłupa w postaci bólów głowy i kręgosłupa. Pytano o ich częstotliwość, a w przypadku kręgosłupa proszono także o wskazanie odcinka w którym występują. Ta część ankiety nie przyniosła bardzo radykalnych odpowiedzi. Większość badanych nie odczuwa w ogóle, bądź skarży się na jedynie sporadyczne bóle głowy. Niewielu (10,3%) odczuwa te dolegliwości często. Niemniej, uwzględniając że badania przeprowadzono na grupie wiekowej do 25 roku życia odsetek ten jest niepokojący, choć nie każdy przypadek jest efektem syndromu „tech neck”.

Najwięcej, bo aż 35,1% badanych deklaruje odczuwanie sporadycznych bólów lędźwiowego odcinka kręgosłupa, dodatkowo 12,2% skarży się na bóle częste, a 2,3% stałe. Najrzadsze dolegliwości dotyczą odcinka piersiowego. W tym zakresie 7,1% badanych deklaruje bóle sporadyczne, 3,9% częste i 1,6% stałe. Interesujący nas odcinek szyjny stanowi sporadyczny problem 11,7% badanych, częsty 3,4% i stały 1,3% respondentów. Uwzględniając młody wiek badanych wielkości te są dosyć niepokojące. Ujmując całościowo: na sporadyczne bóle jakiegokolwiek partii kręgosłupa skarży się ponad połowa badanych 51,6%, na częste, 16,6% (czyli co szósta osoba), stałe dolegliwości w tym zakresie odczuwa 3,2% badanych. Całościowo na bóle o różnej częstotliwości w odcinku lędźwiowym skarży się praktycznie połowa badanych (49,7%), w odcinku piersiowym znacznie mniej – 12,8% i w najbardziej nas interesującym szyjnym co szósty badany (16,5%). Jedynie co czwarty badany (26,3%) nigdy nie odczuwa żadnego rodzaju bólu kręgosłupa (rys.5).



Rys. 5. Wyniki badania dolegliwości bólowych kręgosłupa

## 2.3. Analiza wyników badań – czas korzystania z narzędzi elektronicznych

Ostatnie zadane w ankiecie pytanie miało na celu uzyskanie informacji jak wiele czasu spędzają respondenci przy urządzeniach elektronicznych takich jak: komputer, smartfon i tablet. Przeprowadzone badanie nie posiada waloru dużej dokładności. Respondenci podają czas szacunkowy, nie poprzedzając wypełnienia arkusza kilkudniową analizą i dokładną obserwacją rzeczywistego stanu. Wyniki mają więc charakter poglądowy. Nie mniej wskazują rząd wielkości oraz ewentualne zależności pomiędzy długością czasu spędzanego nad urządzeniem a odczuwanymi dolegliwościami stanowiącymi przedmiot artykułu.

Odpowiedzi uzyskane na pytania dotyczące czasu korzystania z elektronicznych urządzeń wykazały dużą rozpiętość. Indywidualne odpowiedzi wahały się w granicach od 0 do 12 godzin czasu spędzanego przy poszczególnych urządzeniach dziennie. Dla uczniów liceum średnia z podawanych szacunkowo wartości wyniosła odpowiednio dla komputera, tabletu

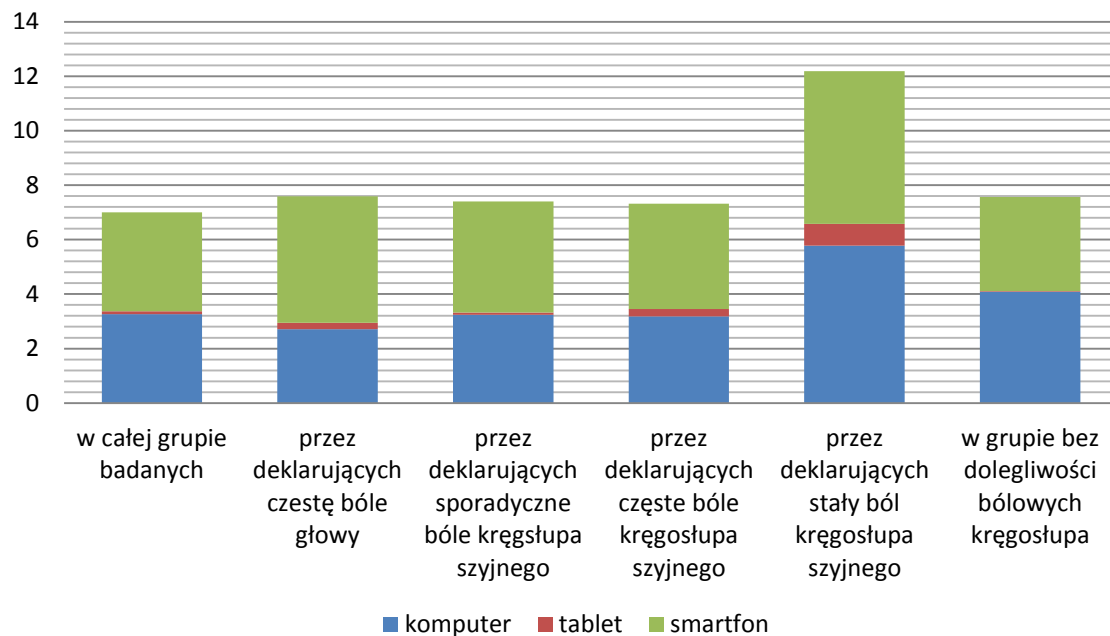
i smartfonu: 1,13 h / 0,03 h / 2,92 h (rys. 5), co daje w sumie średnią korzystania w ciągu dnia z urządzeń elektronicznych w granicach 4 godzin i plasuje się niżej niż średnia wynikająca z czasu korzystania z tych samych urządzeń wśród całej grupy badanych. Tu już dane są znacznie wyższe i wynoszą odpowiednio: 3,26 / 0,10 / 3,63, co w sumie daje pełnych siedem godzin korzystania z wymienionych elektronicznych narzędzi komunikacji. Względna zgodność panowała jedynie w odniesieniu do tabletu. Ciekawym jest fakt iż spośród niemal 400 respondentów w wieku 18-25 lat jedynie 3,75% deklaroowało fakt korzystania z tego urządzenia, w niewielkiej zresztą z reguły ilości czasu. W powszechnym użyciu były jedynie telefony komórkowe i przenośne komputery. Jednocześnie aż 45 osób (13%) deklaroowało liczbę godzin spędzoną przy komputerze – 0, redukując tym samym korzystanie z urządzeń elektronicznych tylko do smartfonu, ewentualnie, w nielicznych przypadkach – także tabletu.

Zarówno ból głowy jak i kręgosłupa może mieć różnorakie przyczyny i nie musi stanowić oznaki syndromu „tech neck”. Niemniej za istotną kwestię w ramach analizy wyników przeprowadzonych badań uznano zestawienie deklarowanego czasu korzystania z narzędzi elektronicznych z ewentualnymi zaburzeniami zdrowotnymi typu ból głowy czy kręgosłupa. Starano się stwierdzić czy na ich podstawie można określić bezpośrednią zależność pomiędzy występowaniem bólu głowy a ilością czasu korzystania z urządzeń. Średnia liczba godzin spędzanych w ciągu dnia przy elektronicznych narzędziach komunikacji deklarowana przez respondentów skarżących się na częste bóle głowy była jedynie 0,5 godziny większa niż średnia w całej badanej grupie i wynosiła 7,5 h w tym 2,71 przy komputerze, 0,23 przy tablecie i 4,63 przy smartfonie. Nie jest to więc różnica diametralna, niemniej badania wykazały pewną zależność tych dwu parametrów. Inaczej też, jak można zauważyć, rozkładają się w tej grupie proporcje czasu korzystania z poszczególnych urządzeń ze zdecydowaną dominacją smartfonu, podczas gdy w całej badanej grupie czas korzystania z niego i komputera mniej więcej się równoważyły (rys. 6).

Deklarowany przez respondentów ze sporadycznymi dolegliwościami w obrębie kręgosłupa szyjnego czas spędzany na użytkowaniu omawianych urządzeń wynosił średnio dla komputera 3,2 h, dla tabletu 0,08 i smartfonu 4,08, co w sumie daje 7,4 godziny dziennie. Badanie nie wykazało szczególnej różnicy pomiędzy powyższymi wynikami a uśrednionymi danymi dotyczącymi osób cierpiących na częste bóle w obrębie kręgosłupa szyjnego, które wyniosły dla komputera 3,18 h/dzień, dla tabletu 0,27 i dla smartfonu 3,86, co w sumie dało zbliżony czas powyżej siedmiu godzin dziennie (7,32).

Osoby skarżące się na stały ból szyjnego odcinka kręgosłupa deklaroowały korzystanie z poszczególnych urządzeń na średnim poziomie odpowiednio: 5,78 h spędzanych przy komputerze, 0,8 przy tablecie i 5,6 przy smartfonie, co w sumie daje bardzo pokąźną liczbę ponad 12 godzin dziennie. Badanie wykazało tu znaczącą różnicę w odniesieniu do wyników średnich, należy jednak wziąć pod uwagę fakt, że grupa deklarująca odczuwanie stałego bólu w obrębie kręgosłupa szyjnego stanowi, przypomnijmy, jedynie 1,3% badanych, stąd próba tej grupy jest stosunkowo mała, więc znacznie mniej miarodajna.

Co czwarty badany (26,3%) nie odczuwa żadnych dolegliwości bólowych w obrębie kręgosłupa. Co ciekawe jest w tym gronie spora grupa osób deklarujących użytkowanie wymienianych w badaniu urządzeń typu komputer, smartfon na poziomie 8-10 godzin dziennie. Przez to średnia czasu użytkowania poszczególnych urządzeń w tej grupie była nawet nieznacznie większa niż w całej próbie badanych i wynosiła odpowiednio 4,1 / 0,02 / 3,4, co w sumie dało ponad 7,5 godziny dziennie.



**Rys. 6. Średni dzienny czas korzystania z urządzeń elektronicznych w poszczególnych grupach badanych**

### 3. KONKLUZJA

Przeprowadzone i zaprezentowane w artykule badanie pozwoliło określić przybliżoną reprezentowaną przez pokolenie z świadomość występowania syndromu „tech neck” na poziomie prawie 40%. Zauważono też tendencję wzrostową zależną od wieku badanych. Wyniki ankiety wykazały słabe przełożenie świadomości występowania problemu na konkretne działania zapobiegawcze, podejmowane przez zaledwie 1/3 dostrzegających problem u siebie, czyli niewiele ponad 2% badanych. Pytania uzupełniające dały alarmujący obraz stanu zdrowotnego kręgosłupa u uczącej się i studiującej młodzieży. Analiza deklarowanego czasu użytkowania poszczególnych urządzeń w zestawieniu z rodzajami dolegliwości bólowych głowy i kręgosłupa nie przyniosła wyników wykazujących ich bezpośrednią zależność. Przyczyn tego należy upatrywać zarówno w wynikającej z uwarunkowań badania, możliwej niedokładności szacowania czasu, jak i w fakcie, że samo korzystanie z narzędzia nie jest jedyną a zarazem bezwarunkową przyczyną przedmiotowych stanów chorobowych, które ponadto mogą ujawnić się z biegiem lat.

### LITERATURA

- [1] Bauer W., Wittig T., Influence of screen and copy holder positions on head posture, muscle activity and user judgement, *Applied Ergonomics* vol. 29, no 3, 1998, p. 185-192.
- [2] Burkacki M., Joszko K., Gzik M.: Biomechaniczna analiza wypadku samochodowego z zastosowaniem urządzenia typu hans podpierającego głowę oraz odcinek szyjny kręgosłupa kierowcy, *Aktualne problemy biomechaniki* nr 7, 2013, s. 17-22.
- [3] Gzik M., Świtoński E., Tejszerska D., Wolański W., Potkova P., Alshammari N. K.: Analiza ruchu kierowcy w płaszczyźnie czołowej oraz oddziaływań wewnętrznych w kręgosłupie szyjnym podczas wypadków samochodowych, *Modelowanie inżynierskie* nr 32, 2006, s. 179-186.

- [4] Gzik M., Świtoński E., Tejszerska D., Wolański W., Potkova P., Alshammari N. K.: Wpływ parametrów kinematycznych na zachowanie kierowcy podczas wypadku zderzenia przodem i tyłem samochodu, *Modelowanie inżynierskie*, nr 32, 2006, s. 187-192.
- [5] Gzik M., Rosa L.: Koncepcja kołnierza ochronnego dla motocyklistów, [w:] *Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej*, Gliwice, z. 30, 2006, s. 71-76.
- [6] Kang JH, Park RY, Lee SJ, Kim JY, Yoon SR, Jung KI, The Effect of The Forward Head Posture on Postural Balance in Long Time Computer Based Worker, *Annals of Rehabilitation Medicine*, no 36, 2012, p. 98-104.
- [7] Nejati P., Lotfian S., Moezy A., Nejati M., The Study of Correlation Between Forward Head Posture and Neck Pain in Iranian Office Workers, *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, no 28 (2), 2015.
- [8] Peliński J., Dymek M.: Analysis of Injuries of a Driver of a Roll Caged Car Sustained During a Rollover Crash, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 19, 2020, s. 27-34.
- [9] Snijders C.J., Hoek van Dijke G.A., Roosch E.R.: A Biomechanical Model for the Analysis of the Cervical Spine in Static Postures, *Journal of Biomechanics*, vol. 24, Issue 9, 1991, p. 783-792.
- [10] Sun A., Yeo HG, Kim TU, Hyun JK, Kim JY: Radiologic Assessment of Forward Head Posture and Its Relation to Myofascial Pain Syndrome, *Annals of Rehabilitation Medicine*, nr 38 (6), 2014, p. 821-826.
- [11] Szeto G.P.Y., Straker L., Raine S., a Field Comparison of Neck and Shoulder Postures in Symptomatic and Asymptomatic Office Workers, *Applied Ergonomics*, no 33, 2002, p. 75-84.
- [12] Waśko Rafał, Wybrane aspekty różnicujące pokolenie X Y z w kontekście użytkowania nowych technik i Internetu, [w:] *Socjologia codzienności jako niebanalności*, red. Zbigniew Rykiel, Jarosław Kinała, Rzeszów, 2016, s. 136-153.

## **RESEARCH ON THE SOCIAL AWARENESS OF THE TECH NECK SYNDROME AMONG THE "Z" GENERATION REPRESENTATIVES**

**Abstract:** The article presents the results of a survey whose aim was to establish public awareness of the occurrence of the tech-neck syndrome among representatives of the so-called generation z - the most addicted to using electronic devices. The study also covered the issue of making deliberate attempts to prevent the problem in question, and the susceptibility to headaches and pain in individual parts of the spine. The results were compared with the estimated time of using particular electronic devices declared by the respondents.

Iwona CHUCHNOWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

## ORTEZA SZYJNA JAKO ELEMENT WSPOMAGANIA KOREKTY PROTRAKCJI GŁOWY I KURACJI SYNDROMU „TECH NECK”

**Streszczenie:** w pracy podjęto próbę syntetycznej prezentacji syndromu „tech neck” stanowiącego jeden z powszechniejszych problemów zdrowotnych społeczeństw krajów rozwiniętych. Przedstawiono jego zasięg, skalę, przyczyny i następstwa. Zasadniczym celem artykułu jest prezentacja projektu lekkiej ortezy wspomagającej prewencję oraz terapię nabytych nawykowych wad ustawienia szyjnego odcinka kręgosłupa. Na rynku dostępne są masywne ortezy szyjne wspomagające terapię pourazową. Projektowana orteza przeznaczona jest do codziennego użytku osób cierpiących bądź zagrożonych syndromem „tech neck”.

**Słowa kluczowe:** „tech neck”, protrakcja głowy, kręgosłup szyjny, orteza szyjna

### 1. WSTĘP

Bóle kręgosłupa, nie stanowiące w większości przypadków konsekwencji urazów i przebytych chorób, należą do najczęstszych dolegliwości, na które skarży się przeważająca część polskiego społeczeństwa. Z podawanych przez Główny Urząd Statystyczny danych wynika, że na bóle kręgosłupa w ogólności cierpi 47% mężczyzn oraz 68% kobiet. W tym szyjny odcinek stanowi problem 13% mężczyzn i 21% kobiet [6]. Jeszcze wyższe liczby przytaczają Anna Zwierzchowska i Jacek Tuz w odniesieniu do lędźwiowego odcinka kręgosłupa, podając, iż dolegliwości bólowe w jego obrębie zgłasza 85% ludności dorosłej i doświadcza sporadycznie 70-80% młodzieży do dwudziestego roku życia [14].

Bóle te w zasadniczej mierze spowodowane są statycznym trybem życia oraz notorycznym długotrwałym przyjmowaniem nieprawidłowej sylwetki, prowadzącym do zmian w układzie szkieletowo mięśniowym.

### 2. SYNDROM TECH NECK – CHARAKTERYSTYKA, UWARUNKOWANIA, ZASIĘG, NASTĘPSTWA

Tryb życia i sposób realizacji poszczególnych zadań przez człowieka końca XX i początku XXI wieku związane są ściśle z rozwojem technologii generujących nowe metody pracy i sposoby spędzania czasu wolnego, a także przestrzennej i międzyludzkiej komunikacji.

Technologie te są źródłem wielu udogodnień oraz przyczyniają się pod wieloma względami do poprawy warunków zdrowotnej egzystencji człowieka. Niemniej jednak sposób korzystania z nich bywa także źródłem zagrożeń i stanów chorobowych. Do takich właśnie należy przedmiotowa dla niniejszego opracowania, wywołana długotrwałym bądź

częstym przyjmowaniem nieprawidłowej pozycji podczas użytkowania komputera oraz mniejszych mobilnych urządzeń typu smartfon czy tablet, protrakcja głowy. Nieznaczone rozmiary tych narzędzi sprawiają, iż chcąc przeczytać zapisany mini-czcionką tekst, bądź wyraźnie dostrzec element graficzny, z reguły wychylamy głowę do przodu pochylając się nad urządzeniem, zamiast podnieść je na odpowiadającą możliwościom wzroku wysokość. Wydawałoby się, że sama czynność obsługi małego urządzenia nie może drastycznie wpłynąć na zasadniczą postawę ciała. Niemniej, jak dowodzą badania, przeciętny użytkownik smartfona, a więc w krajach rozwiniętych niemal każdy członek populacji z wyłączeniem najmłodszych i części najstarszych jej przedstawicieli, sięga po niego 58 razy w ciągu dnia; co nawet przy szybkich i krótkich działaniach daje znaczącą ilość czasu – przeciętnie trzy godziny z kwadransem. Dwudziestu procentom użytkowników czynności te zajmują ponad 4 i pół godziny dziennie [15, 16]. Zjawisko to dotyczy już także najmłodszego pokolenia, będącego w okresie nabywania - kształtowania się i utrwalania prawidłowych, bądź nieprawidłowych postaw ciała. Prowadzone w Stanach Zjednoczonych badania czasu spędzanego przez dzieci i młodzież przed ekranami komputerów i smartfonów wskazują bardzo wysokie liczby niemal od okresu niemowlęctwa, wyraźnie rosące w kolejnych przedziałach wiekowych i osiągające maksimum około 15 roku życia. Średnia całkowitego czasu spędzanego przed ekranem z wyszczególnieniem urządzeń elektronicznych typu smartfon, tablet przedstawia się następująco: w przedziale wiekowym 2 do 5 lat - 2.28 godzin dziennie (w tym 0.82 na małych mobilnych urządzeniach elektronicznych), w grupie od 6 do 10 lat - 2.78 (1.25), od 11 do 13 - 3.80 (2.00) i od 14 do 17 - 4.59 (2.70) [11]. w każdej z grup wiekowych wykazano jednocześnie istnienie przypadków spędzania przed ekranami powyżej 7 godzin na dobę. Poza marginesem niniejszego opracowania pozostaje wpływ powyższego zjawiska na psychikę rozwijającego się człowieka [11]. z punktu widzenia biomechanika szczególnie istotne jest natomiast nabieranie i ugruntowywanie nawyku niewłaściwej postawy ciała podczas wielogodzinnego kontaktu z elektronicznym urządzeniem.

Zasadniczy problem polega na tym, że długotrwałe wysunięcie schylonej głowy ku przodowi powoduje w konsekwencji osłabienie głębokich zginaczy szyi oraz mięśni - mostkowo-obojętkowo-sutkowych (m. sternocleidomastoideus) a niejednokrotnie także ich skrócenie, znaczące przeciążenie kręgosłupa i przykurcz mięśni podpotylicznych prowadzące do różnorodnych zespołów chorobowych począwszy od bólów głowy, po dyskopatię kręgow szyjnych i ucisków na nerw. Omawiana nieprawidłowość postawy może prowadzić równocześnie do zmniejszenia pojemności płuc oraz problemów z nadciśnieniem. Jeszcze bardziej niebezpieczną konsekwencją protrakcji głowy i spłylenia lordozy szyjnej jest dochodzące do kilku centymetrów rozciągnięcie rdzenia kręgowego i jego następstwa [8, 1, 7].

Problem jest tym niebezpieczniejszy im powszechniejszy. Alarmujące wyniki badań prezentowane przez kolejnych naukowców wskazują iż mamy do czynienia ze zjawiskiem stale pogłębiającym się [10, 3]. Wady postawy zajmują miejsce na szczycie listy chorób cywilizacyjnych [5] i dotyczą coraz niższych przedziałów wiekowych [9]. Nawet w obrębie nauk społecznych przyjęło się już określenie „pokolenie head down” [4]. Warto zaznaczyć iż omawianemu zjawisku sprzyja także aspekt kulturowy. Większa swoboda przyjmowanych i dopuszczalnych w codziennym funkcjonowaniu pozycji ciała nie pozostaje bez wpływu na alarmujące wyniki badań statystycznych dotyczących skali problemu nieprawidłowości postaw. Stanowiące jeszcze kilka dekad temu nierozłączny element gruntownego domowego i szkolnego wychowania wymagania dotyczące zachowania wyprostowanej sylwetki zarówno w pozycji stojącej jak i siedzącej są coraz częściej bagatelizowane. Do lamusa odchodzą zaczerpnięte z kodeksu towarzyskiego wskazania: „głowę należy nosić swobodnie, ani zbyt sztywno, ani nazbyt chwiejnie. Powinniśmy poruszać nią bez przymusu w zależności od treści rozmowy, a po każdym poruszeniu wracać do prostej, naturalnej postawy. Podobnie jak

głowie tak samo i korpusowi zaleca się postawę harmonijną z resztą całego ciała. Plecy należy podawać więcej w tył, a piersi wysuwać naprzód. Winno się to czynić oczywiście z umiarem i nie wpadać w szkodliwą przesadę: jeśli garbienie się jest wadą, wydymanie się i żołnierska sztywność są równie nie mile dla oka i nieestetyczne, a w dodatku każą podejrzewać fanfaronadę i pychę” [2].

W środowisku lekarzy, fizykoterapeutów i biomechaników zauważa się, iż problemy z szyjnym odcinkiem kręgosłupa przyjmują już rozmiar epidemii, dotykając miliony osób wszystkich przedziałów wiekowych [12, 8]. Coraz powszechniej posługujemy się wprowadzonym przez Deana L. Fishmana pojęciem syndromu „text neck”, „texting neck”<sup>1</sup>, stanowiącym synonim protrakcji głowy i jej konsekwencji, i określającym problem prowadzących do urazów i bólu napięć powstałych w okolicy szyi i barku na skutek nadmiernego, długotrwałego wpatrywania się w trzymane w ręce urządzenie [8].

## 2.1. Prewencja i terapia

Najskuteczniejszym i nieodzownym elementem przeciwdziałania, nabytej na skutek długotrwałego powtarzającego się przyjmowania nieprawidłowej postawy protrakcji głowy są ćwiczenia korekcyjne/rehabilitacyjne pozwalające na przywrócenie prawidłowej pracy układu mięśniowo-szkieletowego. A więc wzmocnienie i sukcesywne wydłużanie przystosowanych do niewłaściwej pozycji skróconych i osłabionych mięśni mostkowo-obojęczykowo-sutkowych, znaczące wzmocnienie głębokich zginaczy szyi i rozluźnienie mięśni potylicznych, których stałe napięcie i przykurcz może być powodem „cervicogenicznych” bólów głowy. Samo stosowanie jakiegokolwiek typu ortozy w żaden sposób w tym zakresie nie pomoże, może jedynie osłabić pozostałe mięśnie poprzez fakt przejścia przez ortezę ciężaru utrzymywania głowy. Orteza w tym wypadku powinna jedynie utrzymywać właściwą pozycję, w pewien sposób „przypominając” o niej pacjentowi, nie zastępując jednocześnie właściwej pracy mięśni. Naukowcy są zgodni iż korekta niewłaściwej postawy podczas korzystania z mobilnych urządzeń stanowić powinna podstawę strategii mającej na celu redukcję i zapobieganie bólom szyi, karku i pozostałym konsekwencjom „tech neck” [13]. Do bardzo ważnych zadań należą w tym zakresie także działania edukacyjne. Jak wykazują badania, mimo powszechności problemu, jego społeczna świadomość jest stosunkowo niska [8].

## 3. PROJEKT ORTEZY SZYJNEJ DO KOREKTY POSTAWY i KURACJI PRZYPADKÓW NIEPOURAZOWYCH

Stanowiący przedmiot artykułu projekt lekkiej ortozy codziennego użytku służyć ma jako element wspomagający proces przywracania właściwej sylwetki i nie pogłębiania błędnej postawy podczas permanentnego, długotrwałego korzystania z mobilnych urządzeń elektronicznych typu smartfon, tablet, laptop. Ma być elementem uzupełniającym fizjoterapii oraz pomocą w nabywaniu i ugruntowywaniu postaw pożądaných. W skupieniu nad pracą przy intensywnym zaangażowaniu umysłowym nad jej przedmiotem nie sposób nie powracać stale do utrwalonej wieloletnią praktyką nieprawidłowej pozycji głowy. Projektowana orteza nie przejmuję pracy mięśni, a jedynie skłania do ich właściwego funkcjonowania. Ze względu na fakt, iż orteza powinna być wykorzystywana w ciągu całego dnia, a przede wszystkim w czasie intensywnego korzystania z wyżej wymienionych urządzeń, musi zapewniać odpowiednie warunki do noszenia jej w miejscach publicznych w sposób niekrępujący dla pacjenta.

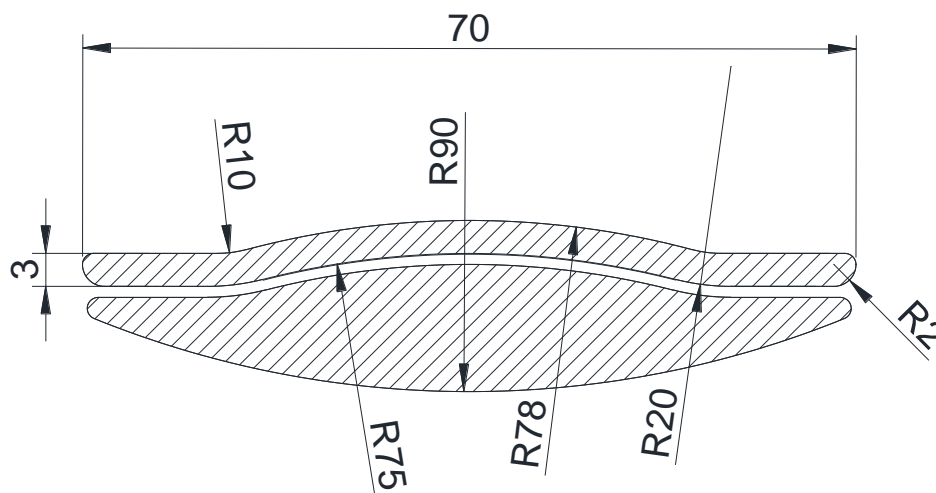
<sup>1</sup> Także tech-neck, „szyja techniczna”, „szyja sms-owa”.



### 3.1. Projekt ortezy – opis techniczny

Projektowana orteza stanowi zatem część wierzchniego ubrania – opatrzonego golfem, bądź wysoką stójką swetra lub kamizelki. Zakrywające ortezę części garderoby muszą być wykonane z przepuszczalnej i mało elastycznej tkaniny o stosunkowo gęstym splocie. Stabilizator związany jest z okryciem za pomocą wewnętrznej kieszonki mocującej, umieszczonej na osi tylnej części swetra/kamizelki, tuż ponad dolnym ściągaczem oraz kilku „szlufek” rozmieszczonych sukcesywnie nad kieszonką w wyższych partiach tylnej osi ubrania. Wszystkie elementy mocujące wykonane są z tego samego materiału co garderoba. Nieznacznie podwyższony od strony pleców golf o ścisłym splocie, w tylnej części wyposażony jest w zakładkę skierowaną ku wewnątrz, kryjącą górną część szkieletu ortezy.

Panel sztywny ortezy zaprojektowany został jako lekko sprężysta trójmilimetrowa listwa z włókna węglowego o nieznacznie wygiętym, dopasowanym do kifozy kręgosłupa profilu, wyposażona od strony frontальной w piankową neoprenową warstwę izolującą, zabezpieczoną bawełnianą wyściółką. Przekrój poprzeczny listwy na całej jej długości wyprofilowano łukiem wklęsłym celem oparcia jej na strukturach mięśniowych nie zaś na kośćcu kręgosłupa. Ponadto wyprofilowanie to zwiększa wytrzymałość trzonu ortezy na zginanie. Na rysunku numer 1 zaprezentowano wymiary przyjęte dla najmniejszego rozmiaru kobiecej wersji przyrządu.



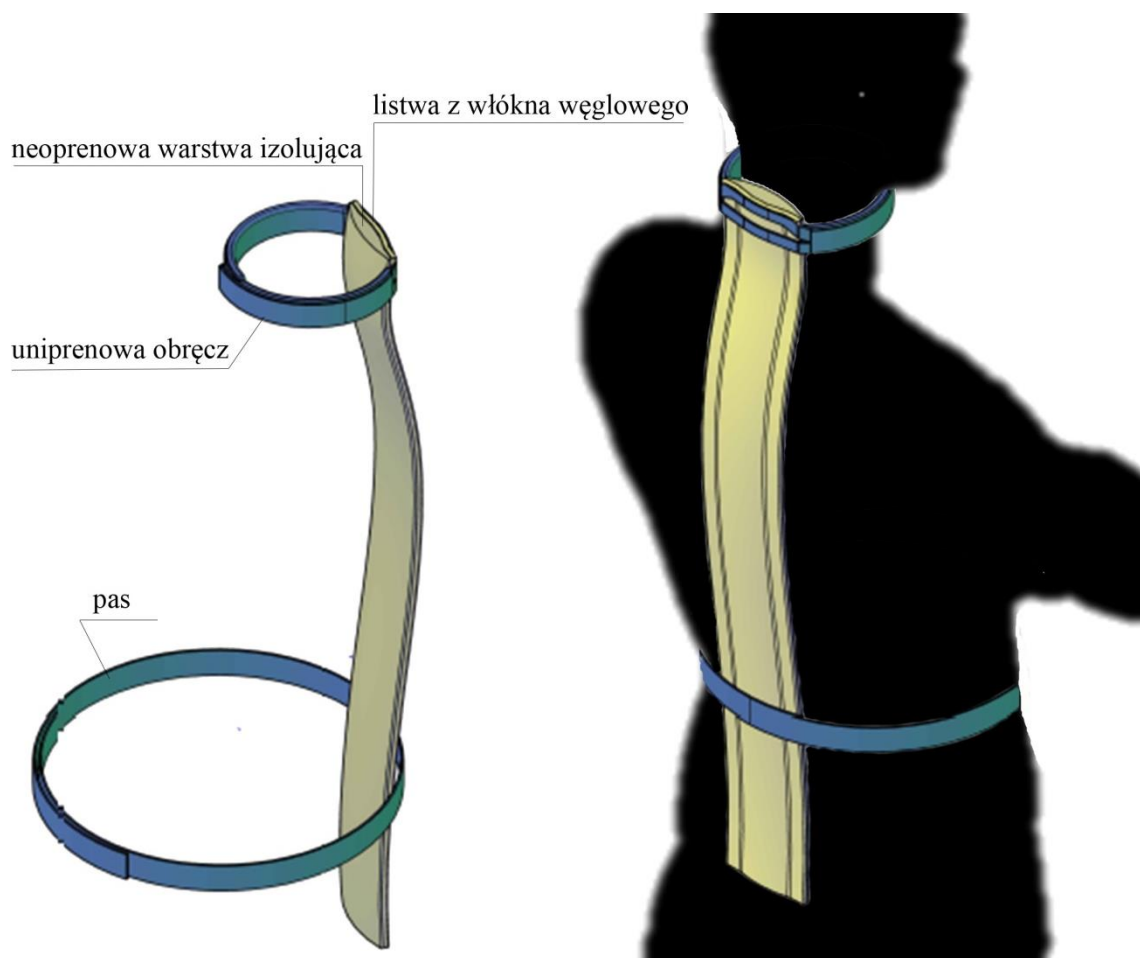
Rys. 1. Przekrój poprzeczny trzonu ortezy

Zasadniczym celem noszenia ortezy jest zapobiegnię nieświadomemu powracaniu do nawykowej postawy wysunięcia głowy ku przodowi. Zadaniem przyrządu jest zablokowanie tego ruchu poprzez zamontowaną w górnej partii listwy dwuczęściową, zapinaną z przodu, opaskę.

Stanowi ją uniprenowy, regulowany pas, na który składają się dwa półłuki naszyjnej obręczy, zamykany w przedniej części klipszem i dodatkowo stabilizowany na większej powierzchni całą wysokością golfowego kołnierza, wykonany z typowo ortopedycznego, trójwarstwowego materiału, znanego pod nazwą CottonPren i składającego się z zewnętrznej warstwy spandeksu, neoprenowego rdzenia oraz wewnętrznej wyściółki „CottonPlusz”, która odpowiada za utrzymanie właściwego klimatu przy skórze oraz odprowadzanie potu.

W dziecięcych rozmiarach projektowanej ortezy szyjny łuk zastąpiony został wąskim, wyposażonym w miękką wyściółkę, regulowanym pasem, wykonanym z cieńszego materiału o nazwie handlowej „PowerFit”, składającego się z dwóch zewnętrznych elastycznych okładzin ze spandexu oraz neoprenowego rdzenia wewnętrznego.

Miękka uniprenowa obręcz objąć musi szyję na wysokości podbródka nie powodując ucisku krtani. Obręcz przymocowana jest do pionowego trzonu podwójnym systemem regulowanych pasków, biegnących ukośnie od górnej oraz nieco niższej jego części. Działanie obręczy stabilizuje, rozkładając po części siły wzdłuż całej powierzchni szyi, ściśle przylegający do niej, zapięty golf. Poniżej zaczepów na obręcze w miejscu działania największych sił zginających zwiększono przekrój poprzeczny węglowego trzonu ortezy.



Rys. 2. Trójwymiarowy model ortezy

Dodatkowym elementem stabilizującym konstrukcji ortezy jest miękki ale nie elastyczny pas wyposażony w rzepowe zapięcie i przejmujący z tylnej części dzianiny swetra siły, działającego na zasadzie dźwigni trzonu ortezy, podczas próby przyjmowania przez pacjenta postawy wysunięcia głowy ku przodowi.

Orteza wyposażona jest ponadto w dodatkowy panel uzupełniający do stosowania w warunkach domowych. Stanowi go, montowane na zasadzie szynowego wpustu o teowym profilu przedłużenie trzonu wraz z opaską obejmującą brodę. Pożądana korekta postawy sprowadzać się powinna nie tylko do poziomego przesunięcia położenia głowy ku tyłowi. Do prawidłowego ustawienia potrzebny jest jeszcze jej obrót. Stąd ważne jest by podczas cofania jej do tyłu położenie brody uległo obniżeniu i zbliżeniu do mostka. Dodatkowy panel ortezy może wspomóc ten proces obustronnie. Po pierwsze - poprzez blokadę, za pomocą wystającego ku górze trzonu, możliwości odchylenia głowy ku tyłowi, której to pozycji

towarzyszy stały niepożądany przykurcz mięśni podpotylicznych. Po drugie - poprzez opaskę przyciągającą i obniżającą brodę.

Do powszechnego zastosowania przyjęto trzy rozmiary typowe ortezy kobiecej i męskiej zgodnie z numeracją S, M, L oraz trzy rozmiary ortezy dziecięco-młodzieżowej, z możliwością realizacji zamówień indywidualnych dostosowanych do cech fizycznych klienta.

#### 4. KONKLUZJA

Dostępne na rynku ortezy, dedykowane przede wszystkim leczeniu schorzeń pourazowych opierają swą budowę na podparciu i utrzymaniu ciężaru głowy na klatce piersiowej, kości obojczykowej, bądź większych elementach konstrukcyjnych zamocowanych w linii mostka i obejmujących tułów człowieka od przodu i od tyłu. Ich zasadniczym celem jest utrzymanie głowy w pozycji pionowej. Pierwszy typ o dość ciężkiej budowie, nie stanowi rozwiązania problemu korekty układu szyi w przypadku schylnego nad monitorem całego korpusu. Ponadto tego typu ortezy są dość masywne, co nie jest korzystne ze względów estetycznych podczas codziennej pracy w miejscach publicznych. Choć oczywiście masywna budowa zwiększa komfort – wygodę ich użytkowania. Proponowana przez autorkę orteza ma stanowić pomoc w kuracji niepourazowych problemów z szyjnym odcinkiem kręgosłupa traktowanych w niniejszym artykule jako syndrom typowej, powszechnej choroby cywilizacyjnej. Zadaniem ortezy nie jest przenoszenie sił a jedynie korekta postawy poprzez skłanianie pacjenta do przyjmowania właściwej pozycji. Jej dodatkową zaletą jest fakt iż jest ukryta w dzianinie wierzchniego okrycia w związku z czym może być użytkowana bez skrępowania w publicznych miejscach pracy i nauki.

#### LITERATURA

- [1] Al-Gharabawi B.: Text Neck Syndrome: a New Concern for Physical Therapists Worldwide, *EC Orthopaedics*, vol 8, issue 3, 2017, p. 89-91.
- [2] Arhens S.: *Kodeks Towarzystki*, Warszawa 1932.
- [3] Chrzan M., Michnik R., Nowakowska K.: Ocena obciążeń w odcinku szyjnym kręgosłupa podczas użytkowania gogli do wirtualnej rzeczywistości, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 13, 2017, s. 5-12.
- [4] Czarska I.: Pokolenie head down jako konsekwencja smartfonizacji społeczeństwa, *Prace naukowe Uniwersytetu Ekonomicznego we Wrocławiu*, nr 450, 2016, s. 214-221.
- [5] Gałuszka R., Borecki M., Legawiec W., Gałuszka G.: Skoliozy kręgosłupa epidemią XXI wieku, [w:] *Zagrożenie życia i zdrowia człowieka*, Wydawnictwo Naukowe NeuroCentrum, Lublin, 2017, s. 113-121.
- [6] Główny Urząd Statystyczny: *Zdrowie i zachowanie zdrowotne mieszkańców Polski w świetle Europejskiego Ankietowego Badania Zdrowia (EHIS) 2014 r.*, Warszawa 2015.
- [7] Neupane S., Ali UI, Mathew A., Text Neck Syndrome-Systematic Review, *Imperial Journal of Interdisciplinary Research*, vol. 3, issue 7, 2017, p. 141-148.
- [8] Samani P.P., Athavale N.A., Shyam A., Sancheti P.K.: Awareness of text neck syndrome in young-adult population, *International Journal of Community Medicine and Public Health*, vol 5, issue 8, 2018, p. 1-5.
- [9] Petersen S., Brulin C., Bergström E.: Recurrent pain symptoms in young schoolchildren are often multiple, *Pain*, no 121, 2006, p. 145-150.
- [10] Prabucki H.: Bóle kręgosłupa u dzieci i młodzieży. narastający problem medyczno-społeczny, *Polski Przegląd Nauk o Zdrowiu*, nr 2 (43), 2015, s. 93-96.

- [11] Twengea J.M., Campbellb W.K.: Associations between screen time and lower psychological well-being among children and adolescents: Evidence from a population-based study, *Preventive Medicine Reports*, no 12, 2018, p. 271-283.
- [12] Vate-U-Lan P.: Text Neck Epidemic: a Growing Problem for Smart Phone Users in Thailand, *International Journal of the Computer, the Internet and Management*, vol 23, no 3, 2015, p. 27-32.
- [13] Xie Y., Szeto G., Dai J.: Prevalence and risk factors associated with musculoskeletal complaints among users of mobile handheld devices: a systematic review, *Applied Ergonomics*, no 59, 2017, p. 132-142.
- [14] Zwierzchowska A., Tuz J., Ocena wpływu krzywizny kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej na dolegliwości mięśniowo-szkieletowe u młodych osób, *Medycyna Pracy*, nr 1 (69), 2018, s. 29-36.
- [15] Statista Research Department: U.S. daily media usage time via mobile 2012-2018, Time spent per day with mobile non-voice media in the United States from 2012 to 2018, by type; <https://www.statista.com> (30.01.2020)
- [16] <https://blog.rescuetime.com/screen-time-stats-2018> (28.01.2020)

## **SEWH ORTHOSIS AS AN ELEMENT OF SUPPORTING CORRECTION OF HEAD PROTECTION AND TREATMENT OF THE "TEXT NECK" SYNDROME**

**Abstract:** The paper attempts to synthetically present the "text neck" syndrome, which is one of the most common health problems in the societies of developed countries. Its range, scale, causes and consequences were presented. The main purpose of the article is to present a lightweight orthosis design to support prevention and therapy of acquired habitual defects in the cervical spine positioning. Massive cervical orthoses supporting post-traumatic therapy are available on the market. The designed orthosis is intended for everyday use of people suffering or at risk of the "text neck" syndrome.



Iwona CHUCHNOWSKA<sup>1</sup>, Agata ISKRA<sup>2</sup>, Patrycja PURGOŁ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

<sup>2</sup>Studenckie Koło Naukowe Biokreatywni, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## PROJEKT INTELIGENTNEJ LASKI DLA OSÓB STARSZYCH

**Streszczenie:** Celem zaprezentowanego w artykule projektu było opracowanie modelu inteligentnej laski przeznaczonej dla osób starszych, która ułatwi im codzienne życie. Urządzenie zostało zaprojektowane w oparciu o wyniki internetowej ankiety przeprowadzonej na grupie 101 osób, w celu rozeznania oczekiwań potencjalnych użytkowników. Zaprojektowane urządzenie jest ergonomiczne i posiada szereg funkcji, zapewniających osobom starszym samodzielność. Dodatkowo wykonano projekt aplikacji mobilnej, która ułatwia użytkowanie laski oraz zapewnia opiekunom monitorowanie stanu pacjenta.

**Słowa kluczowe:** inteligentna laska, osoby starsze, aplikacja mobilna

### 1. WSTĘP

Badania statystyczne potwierdzają, iż najczęstszą przyczyną urazów u osób powyżej 60 roku życia są upadki. W skali świata dochodzi do nich ponad 37 mln razy w ciągu roku, i skutkują śmiercią ponad 400 tysięcy osób rocznie. 20-60% z nich ma miejsce na terenie domu [4]. Wśród najpowszechniejszych przyczyn upadków wymienia się upośledzenie ruchomości stawów, zmniejszenie masy mięśni prowadzące do upośledzenia ich sprawności, zaburzenia widzenia, a także nagłe spadki ciśnienia tętniczego krwi, w momencie zmiany pozycji, występujące u 16% osób w podeszłym wieku. Niebagatelną przyczyną upadków jest zespół parkinsonowski który zwiększa ryzyko ich wystąpienia aż 10-krotnie [4]. W zapobieganiu tego typu zdarzeniom seniorom służą różnego typu urządzenia pomocnicze, w tym różnego typu wolkery (chodziki – konwencjonalne, czwór- i trójkołowe) [8] oraz używane od niepamiętnych czasów laski, które instytuty naukowo-badawcze wyposażają obecnie w nieznaną wcześniej pomoce, będące owocem rozwoju współczesnych technologii [6, 12]. Większość jednak udoskonaleń oraz koncentracja badań i innowacyjnych rozwiązań dotyczy tzw. białych lasek dla osób niedowidzących i niewidomych [2, 11, 10]. Natomiast badania statystyczne wykazują stale rosnącą liczbę osób starszych dotkniętych niesprawnością ruchową kończyn dolnych [5]. Równocześnie szacuje się, że do 2050 roku co piąty mieszkaniec Ziemi znajdzie się w przedziale wiekowym „60 plus” [1, 7]. Laska prezentowana w niniejszym artykule dedykowana jest właśnie seniorom i osobom ze schorzeniami skutkującymi nieznaczną dysfunkcją ruchową. W procesie projektowania uwzględniono sugestie respondentów ankiety.

## 2. ANKIETA DOTYCZĄCA URZĄDZENIA

W ramach badań wśród osób w wieku 21-70 lat przeprowadzono ankietę dotyczącą używania lasek przez osoby dorosłe. Sugestie respondentów posłużyć miały do skonstruowania inteligentnej laski zgodnie z ich preferencjami. W ankiecie wzięło udział 101 osób – w tym 60 kobiet oraz 41 mężczyzn. Zdecydowana większość ankietowanych to osoby do 30 roku życia – co wynika z faktu, że forma ankiety była bardziej przystępna dla młodszych osób.

Ankietowanym zostało zadane pytanie wspólne:

- Czy korzysta Pan(i) z laski?

Następnie w zależności od odpowiedzi na pierwsze pytanie ankietowana osoba została przekierowana do odpowiedniej grupy pytań:

Pytania dla osób, które nie korzystają z laski:	Pytania dla osób korzystających z laski:
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Czy jeśli musiał(a)by Pan(i) korzystać z laski wybrał(a)by Pan(i) laskę tradycyjną czy interaktywną?</li> <li>• Czy laska powinna mieć rękojeść zindywidualizowaną czy uniwersalną?</li> <li>• Czy laska powinna mieć zamontowany GPS umożliwiający zlokalizowanie Pana(i)?</li> <li>• Czy chciał(a)by Pan(i) żeby w lasce został zainstalowany przycisk SOS, który w razie złego samopoczucia Pana(i) wyśle wiadomość do konkretnej osoby z prośbą o pomoc?</li> <li>• W jaki sposób chciał(a)by Pan(i) porozumiewać się z laską interaktywną?</li> <li>• W jaki sposób laska miałaby informować Pana/Panią o zbliżającej się przeszkodzie wykrytej przez czujnik podłoża?</li> <li>• Czy głos informujący o wykrytej przeszkodzie miałby być znajomy czy obcy?</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Czy rękojeść Pana/Pani laski jest uniwersalna czy zindywidualizowana?</li> <li>• Jaką rękojeść Pan(i) by wolał(a)?</li> <li>• Czy chciał(a)by Pan(i), aby laska miała zamontowany GPS umożliwiający zlokalizowanie Pana/Pani?</li> <li>• Czy chciał(a)by Pan(i) żeby w lasce został zainstalowany przycisk SOS, który w razie złego samopoczucia Pana(i) wyśle wiadomość do konkretnej osoby z prośbą o pomoc?</li> <li>• Czy jakby była możliwość używania laski interaktywnej skorzystał(a)by Pan(i)?</li> <li>• W jaki sposób chciał(a)by Pan(i) porozumiewać się z laską interaktywną?</li> <li>• W jaki sposób laska miałaby informować Pana/Panią o zbliżającej się przeszkodzie wykrytej przez czujnik podłoża?</li> <li>• Czy głos informujący o wykrytej przeszkodzie miałby być znajomy czy obcy?</li> </ul>

Wśród ankietowanych znalazło się 6 osób, które korzystają z laski na co dzień, co stanowi 5,9% badanych. Aż 66,7% tych osób korzysta z laski, która posiada uniwersalną rękojeść, jednak wszyscy ankietowani jednogłośnie odpowiedzieli, że woleliby, aby laska posiadała zindywidualizowaną rękojeść. Większość ankietowanych (83,3%) chciałaby, aby laska miała wbudowany GPS. Również możliwość korzystania z przycisku SOS spotkała się z dużym entuzjazmem badanych osób – wszyscy jednogłośnie odpowiedzieli, że chcieliby skorzystać z takiej opcji. Według ankietowanych sposób komunikacji z laską powinien być realizowany w sposób dotykowy (83,3%), a informacja o przeszkodach przekazywana poprzez sygnał dźwiękowy i wibracje (83,3%) – jedynie 16,3% ankietowanych wolałoby uzyskać informację o przeszkodzie poprzez informację głosową i wibrację. Również wszyscy ankietowani wyrazili chęć przetestowania interaktywnej laski, gdyby była taka możliwość.

Z kolei wśród osób, które nie korzystają z laski zdecydowana większość wolałaby korzystać z laski interaktywnej (69,5%). Według ankietowanych bardziej pożądana na rynku byłaby również laska z zindywidualizowaną rękojeścią, co znacznie przełożyłoby się na komfort jej użytkowania. Na pytanie czy laska powinna posiadać wbudowany system GPS zdecydowana większość odpowiedziała twierdząco (71,6%). Również możliwość instalacji w urządzeniu przycisku SOS, który informowałby o złym samopoczuciu pacjenta spotkał się z aprobatą badanych osób – aż 85,3% badanej grupy chciałoby posiadać taką opcję w swojej lasce. Według ankietowanych osób porozumiewanie z laską powinno być realizowane w sposób dotykowy (63,2% odpowiedzi). W przypadku pytania o sposób informowania o przeszkodach odpowiedzi badanych osób były zróżnicowane: według 27,4% informacja powinna być przekazywana poprzez wibracje, 28,4% wolałoby zarówno informację głosową jak i wibrację, a aż 33,7% wybrało wibrację i sygnał dźwiękowy. Pozostali ankietowani ocenili równorzędnie opcję uzyskania informacji poprzez wibrację oraz sygnał dźwiękowy. Osoby, które wolałyby być informowane o przeszkodach w sposób głosowy w większości nie przywiązywały uwagi do głosu informatora (63,6%) – jedynie 33,3% ankietowanych wolałoby aby głos ten był znajomy, a pozostała część wolałaby głos obcej osoby.

Chociaż udział procentowy respondentów z przedziału wiekowego, któremu dedykowana jest opisana w artykule, projektowana laska jest niewielki, niemniej warto podkreślić pozytywne odniesienie do propozycji tej grupy badanych. Warto także zauważyć, że stosunek młodszego pokolenia do inteligentnej laski wcale nie jest bagatelny, z tej racji, że to młodsze pokolenie zaopatruje swoich rodziców i dziadków w zdobycze współczesnej technologii i to ich zainteresowanie patentem inteligentnej laski może sprawić, że osoby starsze będą mogły przetestować dobrodziejstwo elektronicznie wspomaganych tradycyjnych urządzeń. Ponadto akceptacja technologicznych wynalazków przez osobę starszą może nastąpić nawet wbrew pierwotnemu zdystansowaniu po pozytywnym doświadczeniu korzystania z wytworu współczesnej technologii. Ważniejszy wydaje się więc proces technologicznego udoskonalania kolejnych wersji laski niż fakt aprobaty samego pomysłu przez przyszłych jej użytkowników, nawet jeśli część z nich początkowo podchodziłaby do niego z rezerwą. Ponadto, jak podkreśla M. Kilian zależne od jednostek chorobowych potrzeby użytkowników danego sprzętu zmieniają się z wiekiem, stąd ważna jest ciągła ich analiza, pozwalająca na ulepszanie istniejących rozwiązań [3].

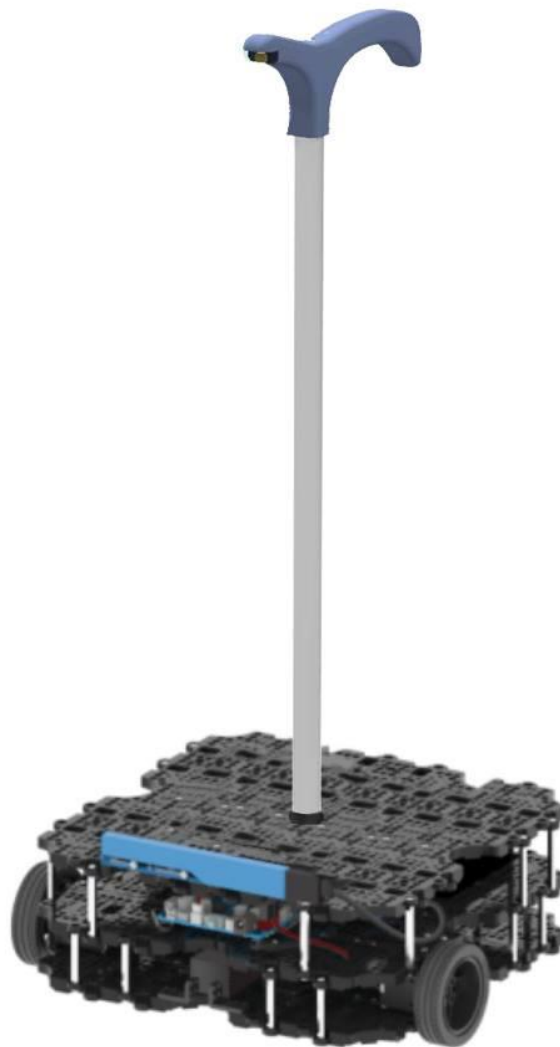
### 3. PROJEKT LASKI DLA OSÓB STARSZYCH

#### 3.1. Założenia projektowe

Inteligentna laska będzie przeznaczona dla osób dorosłych, starszych, którym samodzielne poruszanie się sprawia problemy. Urządzenie nie tylko będzie pomagało w sprawnym poruszaniu się użytkownika, ale również będzie posiadało funkcje, które znacznie ułatwią życie osobom starszym. Laska posiada zindywidualizowaną rękojeść, zwiększając komfort posługiwania się nią. Wbudowany został moduł GPS, który umożliwia zlokalizowanie osoby użytkującej. Jest to szczególnie ważne w przypadku osób starszych i schorowanych. Dodatkowo urządzenie posiada funkcję SOS, która pozwala na wysłanie sygnału do opiekunów i służb ratunkowych w razie potrzeby pomocy. Urządzenie jest połączone z aplikacją mobilną, z której może korzystać zarówno pacjent, jak i opiekunowie. Dzięki aplikacji mobilnej, nie tylko można zlokalizować w łatwy sposób użytkownika, ale również pacjent, korzystając z aplikacji może skorzystać z funkcji nawigacji, która za pomocą słuchawki dołączonej do urządzenia informuje użytkownika gdzie się znajduje i pozwala na łatwe rozpoznanie drogi. Urządzenie posiada wbudowaną latarkę, która umożliwia sprawne



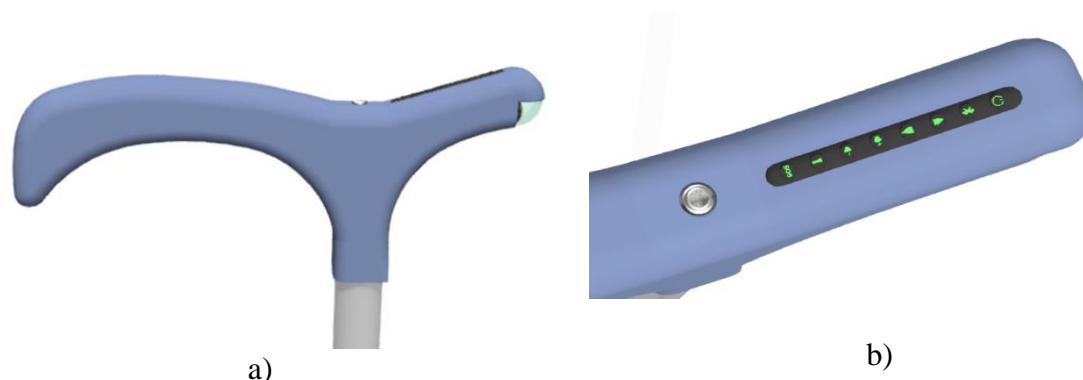
poruszanie się nawet w ciemności. Ponadto, laska posiada funkcję ostrzegawczą – informuje pacjenta o zbliżających się przeszkodach, wykrytych przez wbudowany czujnik podłoża, poprzez wybrany przez użytkownika w aplikacji sposób. Dodatkowo, aplikacja połączona z laską posiada takie funkcje jak: dane pacjenta i opiekuna, kartę pacjenta, nawigację i lokalizację, ustawienia (personalizacja) oraz zgłoszenia SOS. Laska posiada również funkcję dostosowania wysokości za pomocą przycisków oraz opcję zwiększenia/zmniejszenia głośności słuchawki podczas użytkowania nawigacji. Zaprojektowane urządzenie współpracuje z platformą TurtleBot3 Waffle (Rys. 1), na której umieszczone są m.in. czujniki podłoża. Laska stanowi odpowiednik „rozciągniętej” wzdłuż całej trasy, po której porusza się jej użytkownik poręczy, samoistnie towarzyszącej mu dzięki możliwościom jakie daje platforma TurtleBot3. Projektowana pomoc daje więc mocniejsze zabezpieczenie niż laska tradycyjna, eliminując podczas posługiwania się nią momenty oderwania od podłoża. Może służyć osobom o bardziej zaawansowanym stanie chorobowym, stanowiąc przyrząd pośredni pomiędzy tradycyjną laską a chodzikiem (balkonikiem). Przydatności urządzenia sprzyjają architektoniczno-urbanistyczne przemiany przestrzeni miejskich wprowadzane w celu dostosowania do potrzeb osób niepełnosprawnych oraz wymagania prawne je wymuszające [13], a także programy badawcze koncentrujące się na barierach przestrzennych utrudniających funkcjonowanie osobom o ograniczonej zdolności poruszania się [9].



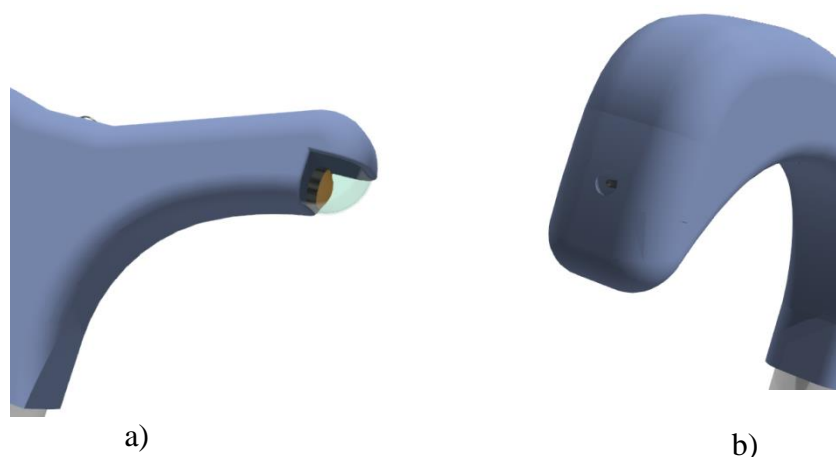
**Rys. 1. Inteligentna laska PURIS – na Platformie TurtleBot3 Waffle [14]**

### **3.2. Model 3d urządzenia**

Projekt urządzenia wykonano za pomocą oprogramowania Autodesk Inventor 2017. Laska PURIS (Rys. 1–3) została wykonana z uwzględnieniem sugestii ankietowanych osób, i dopasowana do platformy TurtleBot3 Waffle.



Rys. 2. Rekojeść laski PURIS: a) widok z boku, b) widok z góry – przyciski do sterowania laską wraz z głośnikiem informującym o przeszkodach

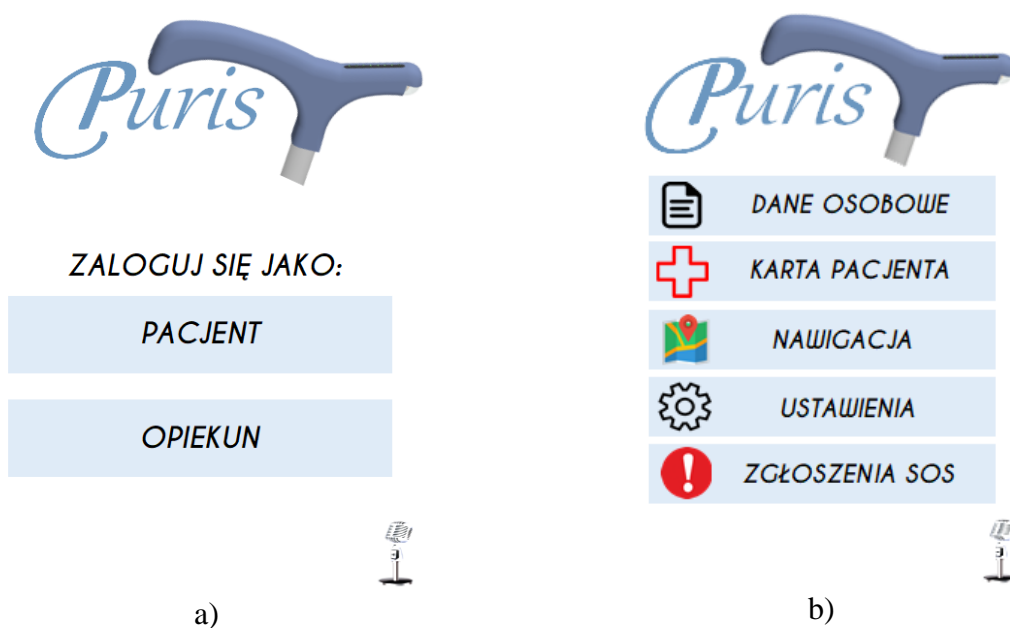


Rys. 3. Rekojeść laski PURIS: a) latarka wbudowana z przodu rękojeści, b) gniazdo ładujące urządzenia

#### 4. APLIKACJA DLA URZĄDZENIA PURIS

Dla zaprojektowanego urządzenia stworzono aplikację mobilną o nazwie Puris dostępną zarówno dla systemu Android, jak i iOS – aplikację można pobrać ze sklepu Play lub AppStore i jest całkowicie darmowa.

Aplikacja przeznaczona jest dla osób użytkujących laskę Puris, a także dla opiekunów tych osób. Na rys. 4 przedstawiono wygląd aplikacji. Dodatkowo opisano poszczególne jej panele. Rys. 4a przedstawia główny panel logowania do aplikacji Puris. Jest ona przeznaczona dla pacjentów (użytkowników laski) bądź ich opiekunów. Aplikację można użytkować w sposób dotykowy lub głosowo – za pomocą mikrofonu, który znajduje się w prawym dolnym rogu ekranu aplikacji. Panel główny aplikacji Puris (Rys. 4b) jest taki sam dla pacjentów i opiekunów. W aplikacji są dostępne opcje takie jak: dane osobowe, karta pacjenta, nawigacja, ustawienia oraz zgłoszenia SOS. Opcje różnią się działaniem w zależności od wyboru użytkownika.



Rys. 4. Panele aplikacji Puris: a) panel logowania, b) panel główny

#### 4.1. Panel przeznaczony dla pacjenta

Po wybraniu w panelu głównym zakładki Pacjent pojawia się okno logowania – pacjent zobowiązany jest do podania imienia, nazwiska i numeru PESEL. Na tej podstawie tworzone jest konto w bazie głównej aplikacji.

W zakładce Dane Osobowe Pacjenta osoba użytkująca laskę zobowiązana jest podać wszystkie dane zaznaczone symbolem „\*”. Są to dane konieczne w przypadku, gdy użytkownik skorzysta z opcji SOS.

Pacjent w zakładce Dane Osobowe Opiekuna wypełnia dane wybranej osoby. Osoba ta będzie miała możliwość korzystania z aplikacji Puris i wglądu w dane pacjenta, a także zostanie powiadomiona w przypadku wysłania sygnału SOS. Na podany numer telefonu opiekuna – po zapisaniu jego danych przez pacjenta – zostanie wysłany SMS z kodem dostępu do aplikacji – jest to swego rodzaju weryfikacja danych opiekuna.

W zakładce Karta Pacjenta konieczne do uzupełnienia są informacje dotyczące chorób przewlekłych pacjenta, przyjmowanych leków i ich dawek oraz lekarzy prowadzących. Informacje te będą wysłane do służb ratunkowych w przypadku wysłania sygnału SOS.

Zakładka Nawigacja umożliwia poprowadzenie pacjenta w wybrane przez niego miejsce. Po wprowadzeniu adresu miejsca docelowego i wybraniu opcji „Trasa” urządzenie wyznacza trasę i prowadzi użytkownika do wybranego miejsca.

Zakładka Ustawienia umożliwia dopasowanie aplikacji do potrzeb użytkownika. Pacjent ma do wyboru następujące zakładki: połącz z urządzeniem, powiadomienia oraz personalizacja.

Zakładka Połącz z Urządzeniem umożliwia łączenie aplikacji z urządzeniem Puris za pomocą Bluetooth. W powyższej zakładce znajduje się opcja włączenia/wyłączenia Bluetooth, a także informacje o urządzeniach połączonych i dostępnych w pobliżu.

Zakładka Powiadomienia umożliwia wybranie sposobu komunikacji laski o napotkanej przeszkodzie. Laska może informować pacjenta o przeszkodach za pomocą wibracji urządzenia, sygnału dźwiękowego wydawanego przez laskę bądź wibracji i sygnału dźwiękowego. Zakładka Personalizacja umożliwia dostosowanie aplikacji do preferencji użytkownika. Pacjent może dostosować tło, rozmiar i wielkość czcionki według własnych potrzeb.

## 4.2. Panel przeznaczony dla opiekuna

Po wybraniu w panelu logowania zakładki Opiekun pojawia się okno logowania. Opiekun zobowiązany jest do podania imienia, nazwiska i kodu SMS, który zostanie przesłany na numer telefonu opiekuna, podany przez pacjenta podczas podawania danych. Po wpisaniu kodu SMS następuje weryfikacja danych opiekuna.

Opiekun pacjenta może korzystać w aplikacji z takich zakładek jak: Dane Osobowe, Karta Pacjenta, Lokalizacja, Personalizacja oraz Zgłoszenia SOS.

Po wybraniu zakładki Dane Osobowe pojawia się panel do wyboru danych pacjenta lub opiekuna. W zakładce Dane Osobowe Opiekuna opiekun zobowiązany jest podać wszystkie dane zaznaczone symbolem „\*”. Są to dane konieczne w przypadku powiadomienia opiekuna o wysłaniu przez pacjenta zgłoszenia SOS. Z kolei w zakładce Dane Osobowe Pacjenta opiekun ma wgląd jedynie do podstawowych danych podanych przez pacjenta, jednak bez możliwości ich edycji. W zakładce Karta Pacjenta opiekun ma wgląd do danych podanych przez użytkownika, także bez możliwości ich edycji. Zakładka Lokalizacja umożliwia opiekunowi podgląd lokalizacji użytkownika, w przypadku braku kontaktu z pacjentem. Aplikacja umożliwia wyświetlenie jego aktualnego położenia. W zakładce Zgłoszenia SOS opiekun ma wgląd do wszystkich wysłanych przez pacjenta zgłoszeń SOS (data i lokalizacja). Zakładka Personalizacja umożliwia dostosowanie aplikacji do preferencji użytkownika. Opiekun może dostosować tło, rozmiar i wielkość czcionki według własnych potrzeb.

## 4. PODSUMOWANIE

Obecnie na rynku dostępnych jest wiele urządzeń służących osobom starszym i niedowidzącym w samodzielnym poruszaniu się. Między innymi znaleźć można interaktywne laski dla osób słabowidzących, balkoniki czy standardowe laski. Jednak stale brakuje lasek, które zdecydowanie ułatwią życie osobom starszym zapewniając im jednocześnie komfort i łatwość użytkowania. Celem pracy było zaprojektowanie inteligentnej laski dla osób starszych z uwzględnieniem preferencji przyszłych użytkowników. Aby wykonać urządzenie dopasowane do potrzeb pacjentów przeprowadzono ankietę internetową. Na jej podstawie stworzono zestaw pytań dotyczący funkcjonalności projektowanej laski. Na jej podstawie opracowano laskę Puris – przeznaczoną dla osób starszych.

Stworzono także zintegrowaną z laską aplikację, która umożliwi pacjentowi korzystanie z urządzenia oraz wysyłanie powiadomień SOS w razie złego samopoczucia bądź wypadku. Dodatkowo aplikacja przeznaczona jest również dla opiekunów pacjentów – dzięki niej opiekun dostaje powiadomienia o wysłaniu przez pacjenta sygnału SOS, może monitorować przyjmowane przez niego leki, a w razie konieczności sprawdzić, gdzie pacjent się znajduje. Opracowana laska przeznaczona jest dla osób starszych, niedowidzących, którym samodzielne poruszanie się sprawia problem. Urządzenie jest całkowicie dostosowane do potrzeb i cech pacjenta.

## LITERATURA

- [1] Adamczyk M.: Starzenie się społeczeństwa polskiego wyzwaniem dla zrównoważonego rozwoju, ZN Politechniki Śląskiej. Organizacja i zarządzanie z. 106, 2017, s. 105-113.
- [2] Kher C.S., Dabhade Y.A., Kadam S.K., Dhamdhare S.D. Deshpande A.V.: An Intelligent Walking Stick for the Blind, International Journal of Engineering Research and General Science, vol. 3, no 1, 2015, p. 1057-1062.

- [3] Kilian M.: Rehabilitacja w zakresie poruszania się i wykonywania codziennych czynności wobec potrzeb osób w starszym wieku z niepełnosprawnością wzrokową, *Człowiek – Niepełnosprawność – Społeczeństwo*, nr 2(10), 2009, s. 21-31.
- [4] Krysińska M., Domosławska-Żylińska K., Fronk M., Marczak H. (red.): *Profilaktyka urazów wśród osób powyżej 60-go roku życia*, Narodowy Instytut Zdrowia Publicznego, Warszawa 2018.
- [5] Kuncewicz E., Gajewska E., Sobieska M., Samborski W.: Istotne problemy rehabilitacji geriatrycznej., *Geriatra Polska*, nr 2(2), 2006, s.136-140.
- [6] Lachtar A., Val T., Kachouri A.: 3DCane: a monitoring system for the elderly using a connected walking stick, *International Journal of Computer Science and Information Security (IJCSIS)*, vol. 14, no 8, 2016, p. 1-8.
- [7] Łobodzińska A.: Starzejące się społeczeństwo wyzwaniem dla zrównoważonego rozwoju, *Prace Geograficzne*, z. 144, 2016, s. 127-142.
- [8] Martins M.M., Santos C.P., Frizera-Neto A., Ceres R., *Assistive Mobility Devices focusing on Smart Walkers: Classification and Review*, *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 60, issue 4, April 2012, p. 548-562.
- [9] Niezabitowska E.: Założenia metodologiczne badań architektonicznych środowiska zamieszkania seniorów w projekcie Polsenior, *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Seria: Architektura*, z. 50, 2011, s. 67-90.
- [10] Prasanthi G. Tejaswitha P.: Sensor Assisted Stick for the Blind People, *Transactions on Engineering and Sciences*, vol. 3, no 1, 2015, p. 12-16.
- [11] Roopashree B.G., Patil B.S., Shruthi B.R.: Smart Electronic Stick for Visually Impaired, *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology*, vol. 4, number 7, 2015, p. 6389-6395.
- [12] Singh S., Singh B.: Intelligent Walking Stick for Elderly and Blind People, *International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, vol. 9, issue 03, March 2020, p. 19-22.
- [13] Ustawa z dnia 19 lipca 2019 r. o zapewnianiu dostępności osobom ze szczególnymi potrzebami Dz.U. 2019 poz. 1696.
- [14] [www.turtlebot.com](http://www.turtlebot.com) (27.03.2020).

## DESIGN OF A SMART STICK FOR ELDERLY PEOPLE

**Abstract:** The aim of the project was to develop a smart walking stick model for the elderly, which will facilitate their daily lives. The device was designed based on the results of an internet survey conducted on a group of 101 people so that the cane meets the expectations of future users. The designed device is fully ergonomic and has a number of functions that ensure independence for the elderly. In addition, a mobile application design was made that facilitates the use of the cane and provides caregivers to monitor the patient's condition.

Marta CHMURA<sup>1</sup>, Piotr WODARSKI<sup>1</sup>, Grzegorz GRUSZKA<sup>1</sup>, Jacek JURKOJC<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

## OCENA ZMIAN WYBRANYCH WIELKOŚCI STABILOGRAFICZNYCH NA SKUTEK ODDZIAŁYWANIA WIRTUALNEJ RZECZYWISTOŚCI

**Streszczenie:** w niniejszej pracy dokonana została ocena zdolności utrzymywania równowagi w świecie rzeczywistym i wirtualnej rzeczywistości. Grupę badawczą stanowiło 9 zdrowych osób. Otrzymane wyniki umożliwiły analizę oraz określenie istotnych zmian wartości wybranych wielkości stabilograficznych dla wybranych par zbliżonych warunków w środowisku rzeczywistym i wirtualnym. Wykazano, że wyświetlanie wirtualnej scenarii działa destabilizująco w porównaniu do środowiska rzeczywistego, natomiast ciemna sceneria wywiera mniejszy efekt destabilizujący niż zamknięcie oczu.

**Słowa kluczowe:** stabilografia, wirtualna rzeczywistość

### 1. WSTĘP

Do badań i oceny stabilności postawy oraz chodu coraz częściej wykorzystuje się technologię wirtualnej rzeczywistości (VR). Dzięki tej technologii możliwe jest wykreowanie zróżnicowanych środowisk, w których, w czasie rzeczywistym, zachodzi interakcja między człowiekiem, a nierzeczywistym światem [2]. Wykonywanie różnego rodzaju badań oraz testów z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości jest techniką postępową. Dzięki tworzeniu wirtualnych ruchomych widoków i „wirtualnych światów”, w środku których znajduje się osoba badana, można skutecznie projektować różnorakie bodźce. Większość z nich nie byłaby możliwa do ustawienia w świecie rzeczywistym [12]. Technologia VR zapewnia przestrzeń do analizy, w jaki sposób ludzie reagują i dostosowują się do środowiska wirtualnego oraz różnych rodzajów stymulacji sensomotorycznych. Systemy wirtualnej rzeczywistości prawie zawsze obejmują zmysł wzroku, jednakże angażują zazwyczaj kilka zmysłów. Głównym celem przeprowadzania badań w środowisku wirtualnym jest chęć zrozumienia mechanizmów utrzymywania równowagi w sytuacji konfliktu sensomotorycznego. Systemy wykorzystujące pomiary stabilności w środowisku wirtualnym w obecnych czasach znajdują zastosowanie w rehabilitacji i diagnostyce schorzeń związanych z układem przedsionkowym [3, 4, 6, 9].

Zaburzenia widzenia mają znaczący wpływ na zdolność utrzymywania równowagi [2, 7]. Problemy z utrzymaniem równowagi podczas zanurzenia w wirtualnej rzeczywistości są często wspomniane w literaturze [5, 8, 11, 12]. Jednym ze sposobów zbadania tego zjawiska jest wykorzystanie nieruchomego oraz poruszającego się otoczenia dzięki technologii wirtualnej rzeczywistości. Badaniom poddawano m. in. wpływ rodzaju

wyświetlanego obrazu na stabilność postawy oraz porównywano zdolność utrzymywania równowagi w pozycji stojącej w środowisku wirtualnej rzeczywistości a świecie rzeczywistym [10].

W związku z coraz powszechniejszym wykorzystaniem technologii wirtualnej rzeczywistości w badaniach stabilności istotne jest określenie w jaki sposób oglądanie komputerowo wygenerowanego nieruchomego obrazu wpływa na zdolność utrzymywania równowagi [1, 10, 11, 12]. Konieczne jest określenie czy zdolność utrzymywania równowagi w pozycji stojącej w wirtualnej rzeczywistości jest podobna do zdolności utrzymywania równowagi w pozycji stojącej w świecie rzeczywistym. Pozwoliłoby to na rozszerzenie analizy wyników badań stabilograficznych w wirtualnej rzeczywistości oraz uwzględnienie w tych analizach wpływu samego przebywania w wirtualnej rzeczywistości na uzyskane wartości wielkości stabilograficznych.

Celem niniejszej pracy było określenie zależności i różnic pomiędzy parami zbliżonych do siebie warunków badania – pozycja stojąca z oczami otwartymi i zamkniętymi, pozycja stojąca z oczami otwartymi i pozycja stojąca podczas wyświetlania nieruchomej scenarii w wirtualnej rzeczywistości, pozycja stojąca z zamkniętymi oczami i pozycja stojąca podczas wyświetlania ciemnej scenarii w wirtualnej rzeczywistości oraz pozycja stojąca podczas wyświetlania nieruchomej i ciemnej scenarii w wirtualnej rzeczywistości.

## 2. METODYKA BADAŃ

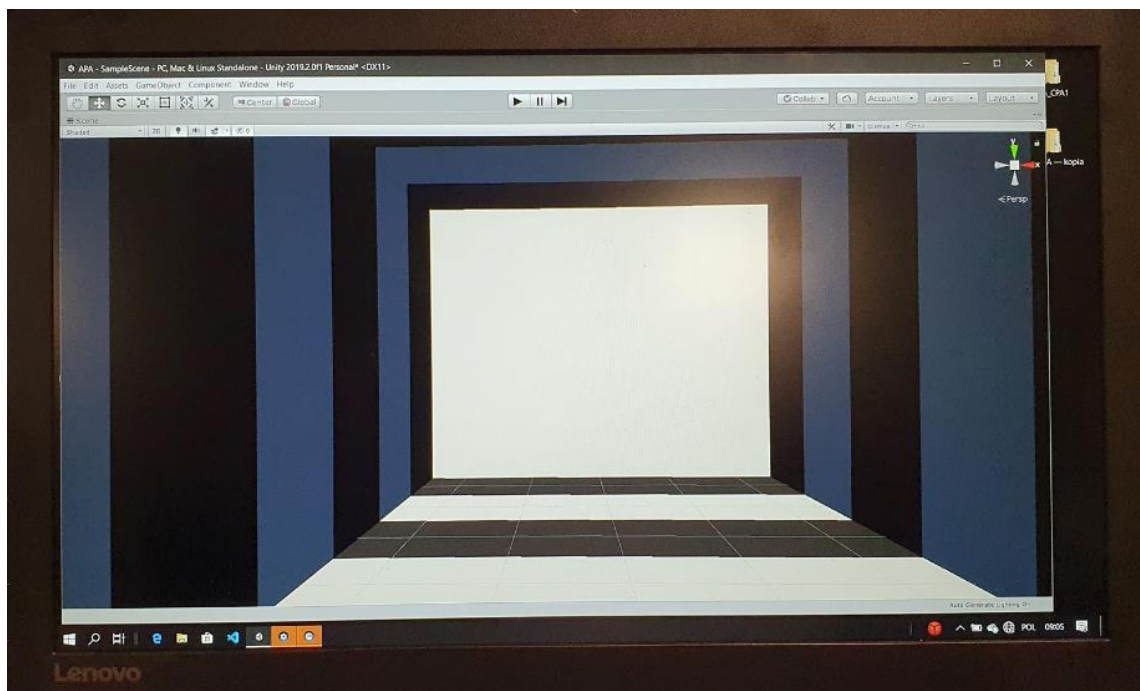
Badaniom poddano 9 osób (3 kobiety i 6 mężczyzn) o średniej wieku  $23 \pm 1,9$  lat, średniej masie ciała  $72,6 \pm 8,2$  kg i średnim wzroście  $172,7 \pm 7,9$  cm. Wszyscy badani byli zdrowi oraz nie deklarowali problemów z równowagą.

Do przeprowadzenia badań stabilograficznych wykorzystano platformę pomiarową AMTI podłączoną do komputera z oprogramowaniem do rejestracji danych oraz gogle VR HTC Vive do wyświetlania wygenerowanych obrazów.

Uczestnicy badań zostali poproszeni o zdjęcie butów i stanięcie na platformie stabilograficznej w naturalnej dla siebie pozycji ze stopami ułożonymi symetrycznie i twarzą zwróconą na wprost przed siebie. Pozycję osoby badanej przedstawiono na rys. 1. Każde badanie trwało 60 sekund. Kolejne warunki badania następowały bezpośrednio po sobie, bez przerw. Seria badań składała się z następujących warunków w środowisku rzeczywistym: pozycja stojąca z oczami otwartymi (OO), pozycja stojąca z oczami zamkniętymi (OZ) oraz następujące badania z założonymi goglami VR w środowisku wirtualnej rzeczywistości: pozycja stojąca podczas wyświetlania nieruchomej scenarii (N\_VR), pozycja stojąca podczas wyświetlania ciemnej scenarii (C\_VR). Scenerią, którą widziały osoby badane została przedstawiona na rys. 2. Jako pierwsze zostało wykonane badanie z oczami otwartymi (OO\_1) i zamkniętymi (OZ\_1), następnie dwukrotnie zostały wykonane wszystkie badania w wirtualnej rzeczywistości, jako ostatnie powtórzono badanie z oczami otwartymi (OO\_2) i zamkniętymi (OZ\_1).



**Rys.1. Pozycja osoby badanej**



**Rys.2. Wyświetlany obraz**

Analizie poddane zostały następujące pary warunków: OO i N\_VR, OZ i C\_VR oraz N\_VR i C\_VR.

Uzyskane dane z platformy AMTI zostały poddane obróbce matematycznej w oprogramowaniu Matlab. Wyznaczono następujące wielkości opisujące ruch środka nacisku stóp (COP) w dziedzinie czasu [1]: średnia prędkość COP [mm/s] – iloraz całkowitej ścieżki COP podczas badania i czasu pomiaru, średnia prędkość COP w kierunkach ML i AP - iloraz całkowitej ścieżki COP w danym kierunku podczas badania i czasu pomiaru, zakres

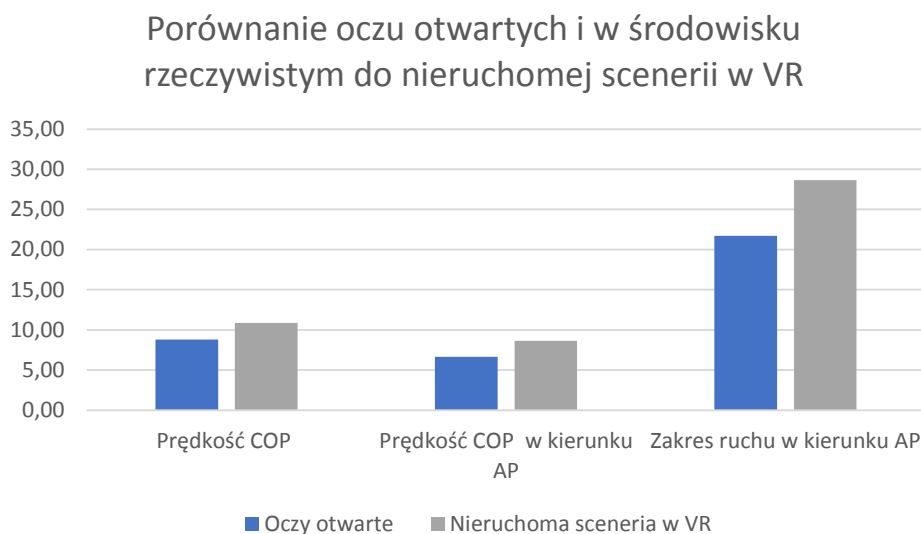


ruchu w kierunku ML i AP [mm] – odległość w danym kierunku pomiędzy skrajnymi położeniami COP podczas badania. Z uzyskanych wyników, z powodu braku rozkładu normalnego, wyznaczone zostały mediany. Dla poszczególnych par wyników wykonano test Wilcoxon, aby sprawdzić, czy różnice pomiędzy otrzymanymi wynikami są istotne statystycznie ( $p < 0,05$ ). Do sprawdzenia normalności rozkładu oraz wykonania testu Wilcoxon zostało wykorzystane oprogramowanie Statistica 13.

### 3. WYNIKI

Analizie poddano wartości prędkości COP, prędkości COP w kierunku AP oraz zakresu ruchu w kierunku AP. Wartości prędkości COP w kierunku ML oraz zakresu ruchu w kierunku ML nie zostały przedstawione na wykresach ponieważ nie wykazano różnic istotnych statystycznie, co świadczy o tym, że sposób utrzymywania równowagi w kierunku ML nie zmieniał się w znaczącym stopniu.

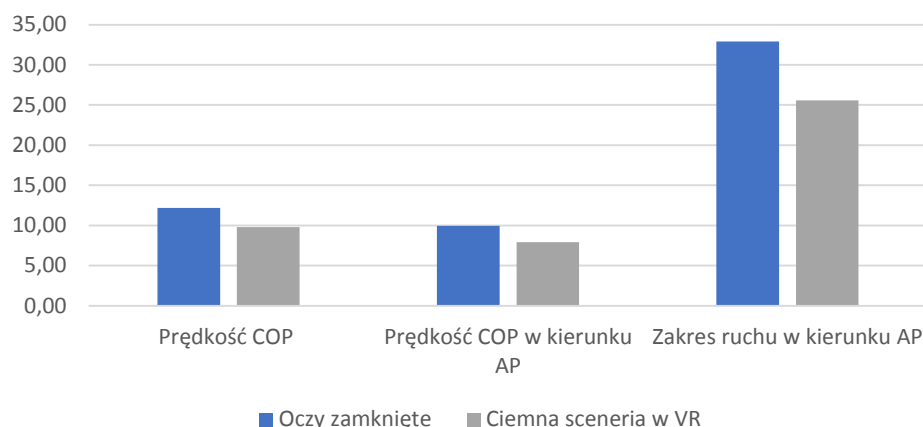
Na rys. 3 przedstawione zostało porównanie median wartości wielkości stabilograficznych dla oczu otwartych w środowisku rzeczywistym i nieruchomej scenarii w VR. Większe wartości wielkości stabilograficznych opisujących prędkość COP, prędkość COP w kierunku AP oraz zakres ruchu w kierunku AP otrzymano dla pozycji stojącej podczas wyświetlania nieruchomej scenarii w wirtualnej rzeczywistości. W przypadku prędkości COP różnica wynosiła 2,1 mm/s, prędkości COP w kierunku AP – 2 mm/s, natomiast w przypadku zakresu ruchu w kierunku AP – 6,9 mm. Różnice istotne statycznie zostały stwierdzone w przypadku wszystkich wielkości stabilograficznych.



**Rys.3. Wartości wielkości wielkości stabilograficznych dla pozycji stojącej z oczami otwartymi w środowisku rzeczywistym do pozycji stojącej w nieruchomej scenarii w VR**

Na rys. 4 przedstawione zostało porównanie median wartości wielkości stabilograficznych dla oczu zamkniętych w środowisku rzeczywistym i ciemnej scenarii w VR. pozycji stojącej z zamkniętymi oczami w środowisku zostały otrzymane większe wartości wielkości stabilograficznych opisujących prędkość COP o 2,4 mm/s, prędkość COP w kierunku AP -o 2 mm/s oraz zakres ruchu w kierunku AP – o 7,3 mm. w przypadku wszystkich wielkości stabilograficznych różnice są istotne statystycznie.

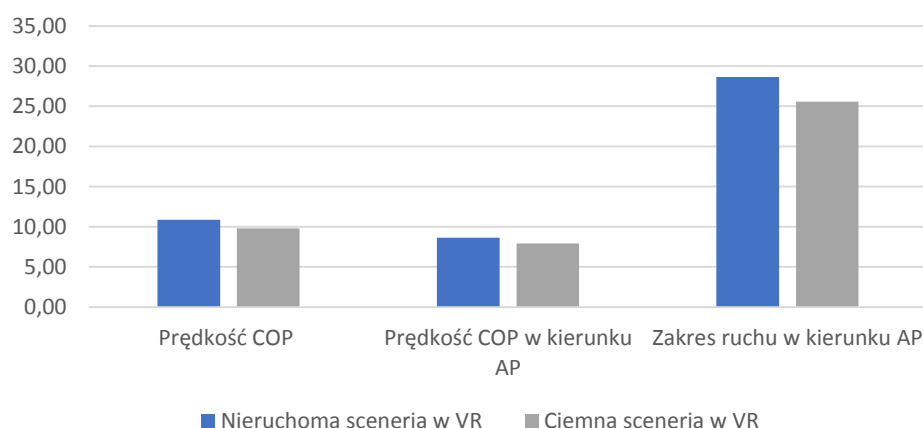
### Porównanie oczu zamkniętych w środowisku rzeczywistym do ciemnej scenarii w VR



**Rys.4. Wartości wielkości wielkości stabilograficznych dla pozycji stojącej z oczami zamkniętymi w środowisku rzeczywistym do pozycji stojącej w ciemnej scenarii w VR**

Na rys. 5 przedstawione zostało porównanie median wartości wielkości stabilograficznych dla badań w wirtualnej rzeczywistości z nieruchomą oraz ciemną scenarią. Większe wartości wielkości stabilograficznych opisujących prędkość COP, prędkość COP w kierunku AP oraz zakres ruchu w kierunku AP otrzymano dla pozycji stojącej podczas wyświetlania nieruchomej scenarii w wirtualnej rzeczywistości. Różnice wynosiły kolejno 1,1 mm/s dla prędkości COP, 1,3 mm/s dla prędkości COP w kierunku AP oraz 3,1 mm w przypadku zakresu ruchu w kierunku AP. Stwierdzone różnice w przypadku wszystkich wielkości stabilograficznych są istotne statycznie.

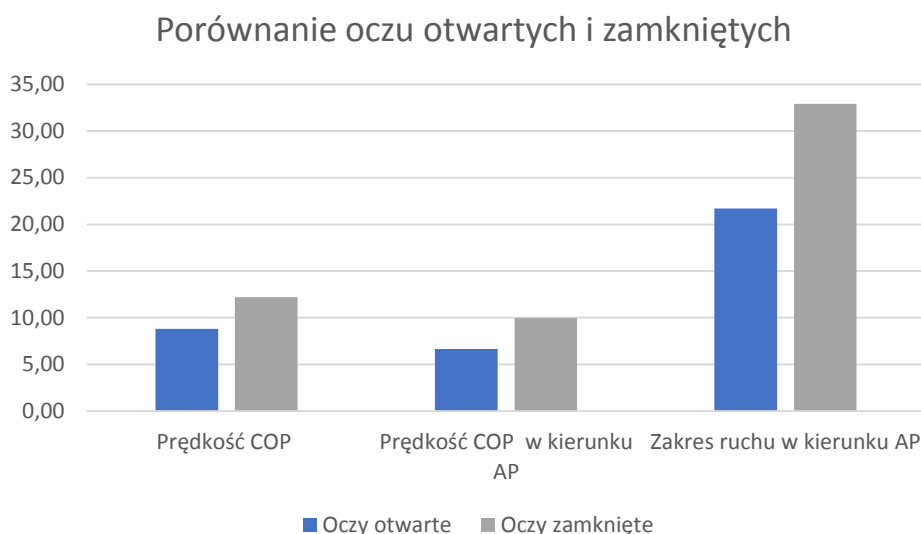
### Porównanie nieruchomej scenarii w VR do ciemnej scenarii w VR



**Rys.5. Wartości wielkości wielkości stabilograficznych dla pozycji stojącej w nieruchomej scenarii w VR i pozycji stojącej w ciemnej scenarii w VR**

Na rys. 6 przedstawione zostało porównanie median wartości wielkości stabilograficznych dla pozycji stojącej z oczami otwartymi i zamkniętymi w środowisku rzeczywistym. Dla wielkości stabilograficznych opisujących prędkość COP, prędkość COP w kierunku AP oraz zakres ruchu w kierunku AP otrzymano większe wartości dla pozycji stojącej z oczami zamkniętymi. Otrzymana różnica w przypadku prędkości COP wynosiła 4,4 mm/s,

w przypadku prędkości COP w kierunku AP – 3,3 mm/s, natomiast w przypadku zakresu ruchu w kierunku AP – 11,2 mm. Różnice istotne statycznie zostały stwierdzone w przypadku wszystkich wielkości stabilograficznych.



**Rys.6. Wartości wielkości stabilograficznych dla pozycji stojącej z oczami otwartymi do pozycji stojącej z oczami zamkniętymi w środowisku rzeczywistym**

#### 4. DYSKUSJA

Przeprowadzone badania miały na celu określenie czy przy zapewnieniu zbliżonych warunków w środowisku rzeczywistym i wirtualnym zostaną uwidocznione istotne zmiany w wartościach wielkości opisujących zdolność utrzymywania równowagi.

Pomiary wykonane przy oczach otwartych w środowisku rzeczywistym i wirtualnym wykazały istotne statystycznie różnice w wartościach prędkości średniej COP, prędkości średniej COP w kierunku AP oraz w zakresie ruchu w kierunku AP. Dla każdej z tych wielkości większą wartość zmierzono w środowisku wirtualnym w porównaniu do badania z oczami otwartymi w środowisku rzeczywistym (rys. 3). Wynik ten wskazuje, że zastosowanie wirtualnej scenarii przy równoczesnym odcięciu badanej osoby od rzeczywistych obrazów otoczenia wpływa destabilizująco. Może mieć to związek z większą obawą przed upadkiem i wynikającym z tego poszukiwaniem stabilności poprzez zwiększenie zakresu ruchu lub być konsekwencją nawet nieznacznych opóźnień w wyświetlaniu obrazu w porównaniu do tego, co doświadczamy w środowisku rzeczywistym. Otrzymane wyniki potwierdziły wcześniejsze badania prowadzone przez, między innymi, Tossavainen T. i in. [11], którzy odnotowali wzrost prędkości średniej COP na poziomie 5,4 mm/s, uzupełniając je o analizy prowadzone w scenarii bardziej zbliżonej do rzeczywistego otoczenia.

Odwrotną zależność zaobserwowano w przypadku pomiarów wykonanych przy oczach zamkniętych i w ciemnej scenarii. Większa wartość prędkości średniej COP, prędkości średniej COP w kierunku AP oraz w zakresie ruchu w kierunku AP został zaobserwowany dla badania z oczami zamkniętymi (rys. 4). Może to świadczyć o tym, że zamknięcie oczu działa bardziej destabilizująco od przebywania w wirtualnej rzeczywistości z ciemną scenarią. Podobne obserwacje zamieszczone zostały w publikacji autorstwa Tassavainen T. i in. [11]. w wyżej wymienionym artykule różnica wartości prędkości COP pomiędzy oczami zamkniętymi a ciemną scenarią wynosi 0,8 mm/s. Prawdopodobne jest, że świadomość otwarcia oczu pozytywnie oddziałuje na zdolność utrzymywania równowagi.

Potwierdzenie destabilizującego wpływu wirtualnych obrazów na badane osoby można zaobserwować z porównania jak zmieniają się wartości analizowanych wielkości w środowisku rzeczywistym – oczu otwarte i zamknięte – oraz w środowisku wirtualnym – sceneria „ciemna” i prezentująca otoczenie. W pierwszym przypadku wyższe wartości analizowanych wielkości otrzymano dla pomiarów z oczyma zamkniętymi (rys. 6), co jest zgodne z wynikami większości tego typu pomiarów [1, 11, 12]. Dla przypadku drugiego zależność ta jest odwrotna – wyższe wartości otrzymano podczas gdy była widoczne wirtualne otoczenie (rys. 5). Ze wszystkich pomiarów najwyższe wartości otrzymano dla przypadku, gdy wyświetlana była wirtualna sceneria. Pomimo zapewnienia warunków zbliżonych do środowiska rzeczywistego - oczu otwartych oraz możliwości odniesienia zmiany pozycji głowy do otoczenia, badane osoby wykazywały zwiększoną niepewność w utrzymywaniu równowagi ciała. Wniosek ten jest szczególnie istotny w aspekcie wykorzystania wirtualnych scenerii do prowadzenia diagnostyki oraz rehabilitacji zdolności utrzymywania równowagi. Wydaje się, że wyniki badań diagnostycznych związanych na przykład z wprowadzaniem zaburzeń w postaci ruchomego otoczenia lub wykonywaniem zadanych ćwiczeń powinny uwzględniać możliwą zwiększoną destabilizację pacjenta wynikającą z samego przebywania w środowisku wirtualnym.

## 5. PODSUMOWANIE

Przeprowadzone badania umożliwiły stwierdzenie, że przy zapewnieniu zbliżonych warunków w środowisku rzeczywistym i wirtualnym występują istotne zmiany w wartościach wielkości opisujących zdolność utrzymywania równowagi. Wykazano, że wyświetlanie wirtualnej scenerii działa destabilizująco w porównaniu do środowiska rzeczywistego, natomiast ciemna sceneria w odniesieniu do badania z oczyma zamkniętymi wywiera mniejszy efekt destabilizujący. Otwartym pozostaje pytanie czy druga różnica wynika z faktu, że w scenerii ciemnej osoba badana mogła mieć otwarte oczy, chociaż dokoła niej była zupełna ciemność, czy też sam fakt dołożenia dodatkowej masy na głowę mógł wpłynąć na otrzymane wyniki pomiarów. Niezależnie od przyczyn należy podkreślić, że podczas wykorzystywania środowiska wirtualnego w pracach związanych z rehabilitacją lub sportem należy brać pod uwagę fakt zmian w zdolności utrzymywania równowagi osób ćwiczących. Nasilenie destabilizującego wpływu środowiska wirtualnego w zależności od takich czynników jak występujące schorzenia lub stopień zaawansowania sportowego wymaga szczegółowych badań.

## LITERATURA

- [1] Jurkojć J.: Badania zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka w środowisku rzeczywistym i wirtualnym, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2018.
- [2] Błaszczak J. W., Czerwosz L.: Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska*, nr 13, 2005, s. 25-36.
- [3] Cesaroni S., da Silva A. M., Ganança M. M., Caovilla H. H.: Postural control at posturography with virtual reality in the intercritical period of vestibular migraine, *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 2019.
- [4] Gazzola J. M., Caovilla H. H., Doná F., Ganança M. M., Ganança F. F.: a quantitative analysis of postural control in elderly patients with vestibular disorders using visual

- stimulation by virtual reality, *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, vol. 86, 2019, p. 593-601.
- [5] Horlings C. G. C., Carpenter M. G., K ng U. M., Honegger F., Wiederhold B., Allum J. H. J.: Influence of virtual reality on postural stability during movements of quiet stance, *Neuroscience Letters*, vol. 451, 2009, p. 227-231.
- [6] J zefowicz - Korczyńska M., Walak J., Szczepanik M., Lukas Grzelczyk W., Rosiak O.: Ocena zastosowania wirtualnej rzeczywistości jako metody fizjoterapii w uszkodzeniu obwodowym narządu przedsionkowego, *Otolaryngologia*, nr 13, 2014, s. 51-53.
- [7] Kostiukow A., Rostkowska E., Samborski W.: Badanie zdolności zachowania równowagi ciała, *Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie*, nr 55, 2009, s. 102-109.
- [8] Kowalczykowski D., Jochymczyk - Woźniak K., Bieniek A., Wodarski P.: Wyznaczanie wpływu zaburzeń wizualnych na zdolność utrzymania równowagi, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 13, 2017, s. 37-42.
- [9] Micarelli A., Viziano A., Micarelli B., Augimeri I., Alessandrini M.: Vestibular rehabilitation in older adults with and without mild cognitive impairment: Effects of virtual reality using a head-mounted display, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 83, 2019, p. 246-256.
- [10] Michnik R, Jurkojć J, Wodarski P, Gzik M, Bieniek A.: The influence of the scenery and the amplitude of visual disturbances in the virtual reality on the maintaining the balance, *Arch Budo*, vol 10, 2014, p.133-40.
- [11] Tossavainen T., Juhola M., Pyykk  I., Aalto H., Toppila E.: Development of virtual reality stimuli for force platform posturography, *International Journal of Medical Informatics*, vol. 70, 2003, p. 277-283.
- [12] Tossavainen T., Juhola M., Pyykk  I., Toppila E., Aalto H., Honkavaara P.: Towards Virtual Reality Stimulation in Force Platform Posturography, *Proceedings of the Tenth World Congress on Medical Informatics*, vol. 84, 2001, p.854-857.

## EVALUATION OF CHANGES IN SELECTED STABILOGRAPHIC QUANTITIES RESULTING FROM INFLUENCE OF USE OF VIRTUAL REALITY

**Abstract:** This study assesses the ability to maintain balance in both the real world and virtual reality. Research group consisted of 9 healthy people, and obtained results made it possible to analyze and determine significant changes in values of selected stabilographic quantities for chosen pairs of similar conditions in real and virtual environments. It has been established that patients are less stable while immersed in virtual environment than they are while standing in real world without visual stimuli, but dark scenery has lower destabilising effect than standing with closed eyes.

**Dobrochna FRYC<sup>1</sup>, Karol BIBROWICZ<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

<sup>2</sup>Centrum Naukowo Badawcze Postawy Ciała, Wyższa Szkoła Edukacji i Terapii im. prof. Kazimierzy Milanowskiej, Poznań

## **TENSOMIOGRAFICZNA CHARAKTERYSTYKA WYBRANYCH MIĘŚNI STABILIZUJĄCYCH MIEDNICĘ W KORELACJI Z KĄTEM POCHYLENIA MIEDNICY U MŁODYCH ZDROWYCH KOBIET**

**Streszczenie:** Przdopochylenie miednicy jest powszechnie korelowane w posturologii z osłabieniem i przykurczem wybranych grup mięśniowych. Badanie miało na celu wstępną analizę morfo-funkcjonalną kluczowych mięśni w korelacji z kątem pochylenia miednicy. 30 zdrowych kobiet przebadano przy pomocy tensomiografii oraz duometru. Badanie wykazało istotną korelację kąta pochylenia miednicy z parametrami TMG jedynie w przypadku wybranych parametrów czasowych mięśnia prostownika grzbietu lewego. Zagadnienie wymaga dalszych badań, zwłaszcza z udziałem osób ze zdiagnozowanymi wadami postawy.

**Słowa kluczowe:** tensomiografia, miednica

### **1. WSTĘP**

#### **1.1. Pochylenie miednicy**

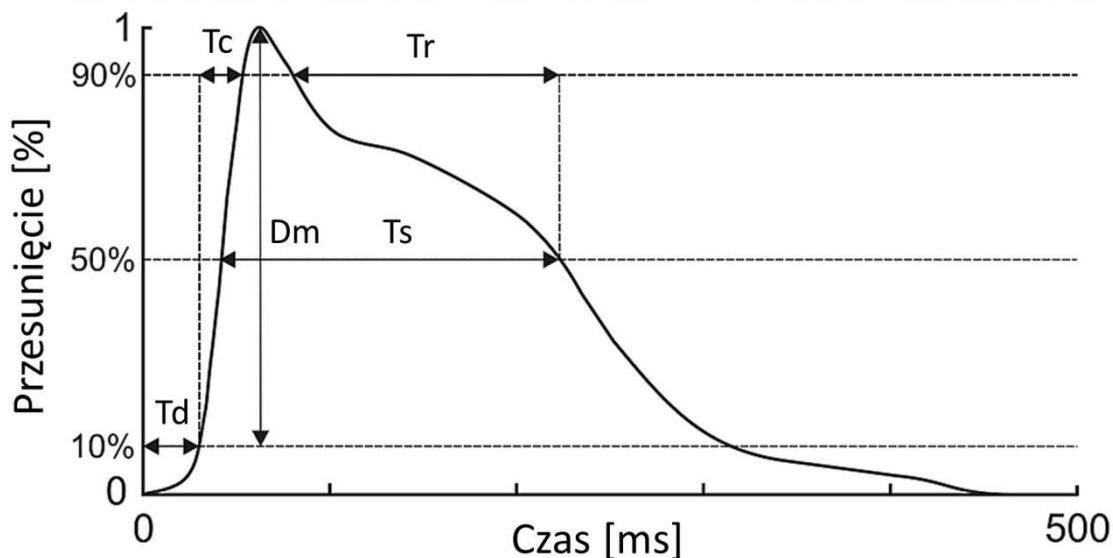
Przdopochylenie miednicy jest w pewnym zakresie naturalnym zjawiskiem, które może ulec patologizacji. Fizjologiczne pochylenie miednicy wynosi średnio około 14° (0-23°) [1] i jest związane ściśle z przebiegiem krzywizn kręgosłupa [2] odpowiedzialnych między innymi za amortyzację obciążeń osiowych. Wśród zaburzeń można wyróżnić pochylenie nadmierne lub asymetryczne. Każde z nich współlistnieje często z odpowiednią kategorią wad postawy. Nadmierne przdopochylenie obserwowane jest zwykle w wypadku hiperlordozy lędźwiowej, natomiast znaczna asymetria towarzyszy skoliozom [3]. Problematyka genezy i przebiegu wad postawy jest jednym z głównych nurtów w fizjoterapii. Pomimo rozlicznych badań, nadal świat nauki nie jest w stanie jednoznacznie określić mechanizmów, które stoją za tym zjawiskiem. Wraz z rozwojem technologii zyskujemy coraz to nowsze narzędzia poznawcze, które pozwalają sukcesywnie rozszerzać wiedzę w tym zakresie.

#### **1.2. Tensomiografia**

Tensomiografia jest metodą znaną od blisko dwóch dekad i stosowaną z powodzeniem w dziedzinie sportu. Jako forma badania morfofizjologii mięśniowej, metoda ta odznacza się

stosunkowo szerokim spektrum otrzymywanych informacji o formie bardziej przystępnej niż popularna od lat 40 ubiegłego stulecia elektromiografia. W przeciwieństwie do EMG nie daje ona jednak informacji na temat aktywności poszczególnych mięśni w badanej czynności, co czyni ją metodą komplementarną względem dotychczasowych technik.

Zasada jej działania opiera się na wykorzystaniu własności elektrycznej pobudliwości tkanki mięśniowej, zwłaszcza w zakresie responsywności na bodźcowanie zewnętrzne. Aparatura do tensomiografii składa się zasadniczo z czterech elementów. Są to odpowiednio: jednostka generująca impuls, elektrody, czujnik mechaniczny i jednostka sterująca z oprogramowaniem do zapisu i analizy danych. Elektrody powierzchniowe umieszczone są naskórnice na brzuscu badanego mięśnia, zgodnie z kierunkiem włókien mięśniowych, możliwie blisko środka jego długości, w rozstawie około pięciu centymetrów. Pomiedzy elektrodami umieszcza się głowicę czujnika mechanicznego, który zamocowany jest na statywie umożliwiającym precyzyjną manipulację położeniem czujnika oraz jego stabilizację podczas pomiaru. Czujnik mierzy zmianę grubości brzusca pod wpływem stymulacji impulsem elektrycznym. Dane z pomiaru tworzą charakterystyczny wykres przesunięcia w czasie. Uzyskiwane wielkości scharakteryzowane są na rysunku (Rys. 1.), gdzie dla zobrazowania własności poszczególnych zmiennych czasowych wyrażono przemieszczenie (mierzone w milimetrach) za pomocą skali procentowej.



**Rys. 1. Wykres charakteryzujący zmienne uzyskiwane podczas badania tensomiograficznego:  
Dm-maksymalne przesunięcie, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu,  
Ts-czas podtrzymania, Tr-czas relaksacji**

Wszystkie zmienne czasowe obliczane są względem maksymalnego przesunięcia ( $D_m$ ). Czas opóźnienia ( $T_d$ ) jest okresem od początku skurczu do osiągnięcia 10% maksymalnego przesunięcia. Następnie od 10% do osiągnięcia 90%  $D_m$  trwa okres nazwany czasem skurczu ( $T_c$ ). Czas podtrzymania ( $T_s$ ) jest ograniczony przez dwa punkty w których przesunięcie przecina linię o wartości połowy maksymalnego przesunięcia. Czas relaksacji to okres po osiągnięciu maksymalnego przesunięcia pomiędzy 90% a 50% jego wartości.

W licznych badaniach dowiedziono skuteczności TMG w diagnostyce zmęczenia mięśniowego jak również w prewencji urazów [4][5]. Przy jej użyciu wykazano również szereg charakterystycznych wzorców mięśniowych wśród sportowców zawodowych, które

wskazują na różnice lateralne, jak również na różnice międzyosobnicze uzależnione od trenowanej dyscypliny lub zajmowanej pozycji w sportach drużynowych [6][7]. Różnice te są obserwowane w obrębie morfologii i funkcji jednostek które wiążą się z różnicami w składzie włókien mięśniowych [8].

## 2. CEL

Celem badania była wstępna charakterystyka morfo-funkcjonalna wybranych mięśni stabilizujących miednicę w korelacji z kątem pochylenia miednicy. Badanie miało charakter pilotażowy w kontekście przygotowania do szerszych badań pod kątem zależności pomiędzy wartościami tensomiograficznymi a pomiarami kątowymi w zakresie posturologii.

## 3. MATERIAŁ i METODY

### 3.1. Materiał

W badaniu wzięło udział 30 kobiet w wieku  $22,7 \pm 2,8$  lat (19-29 lat),  $166,2 \pm 5,6$  cm (156-182 cm) wysokości ciała, o masie  $58,4 \pm 4,9$  kg (48-67 kg). Żadna z badanych kobiet nie trenowała sportu zawodowo a deklarowany poziom aktywności fizycznej uczestniczek określony został na poziomie niskim i umiarkowanym. Dwie osoby były w przeszłości leczone fizjoterapeutycznie ze względu na zdiagnozowaną skoliozę. Żadna z badanych kobiet nie wykazała istotnych zaburzeń w badaniu posturologicznym. Pomiarów tensomiograficznych dokonywano bilateralnie na trzech mięśniach: prostowniku grzbietu (ES), prostym brzucha (RA) oraz pośladkowym wielkim (GM). Jako wskaźnika pochylenia miednicy użyto kąta pomiędzy linią wyznaczoną pomiędzy kolcem biodrowym przednim górnym a kolcem biodrowym tylnym górnym a linią poziomą, odpowiednio po stronie prawej oraz lewej (PTP, PTL).

### 3.2. Metody

Badanie przeprowadzono z zastosowaniem metody tensomiografii przy użyciu urządzenia *TMG<sup>TM</sup> science for body evolution*. Pomiary wykonywane były w pozycji leżącej z podparciem pod głową oraz kolanami, przy leżeniu na plecach, oraz pod dystalną częścią piszczeli przy leżeniu na brzuchu. Przy badaniu mięśni brzucha, badany leżał na plecach a przy badaniu pozostałych mięśni, na brzuchu. Jako podparcia użyto poduszki (głowa) oraz wałka rehabilitacyjnego (kolana, piszczele). Skóra w miejscu przyklejenia elektrod przecierana była wcześniej środkiem dezynfekującym na bazie alkoholu w celu zminimalizowania rezystencji skóry. Do pomiarów kątowych użyto duometru. Ramiona urządzenia umieszczono na prawym kolcu biodrowym przednim górnym i prawym kolcu biodrowym tylnym górnym i odczytano wartość kątową (PTP). W ten sam sposób wykonano pomiar dla strony lewej (PTL) [9]. Sumarycznie badanie trwało około piętnastu minut i obejmowało zarówno wszystkie kolejne pomiary tensomiograficzne, jak również część posturologiczną. Spośród danych tensomiograficznych wybrano dwa parametry czasowe: czas opóźnienia (Td) i czas skurczu (Tc), wyrażone w milisekundach oraz parametr maksymalnego przesunięcia (Dm), wyrażony w milimetrach. Dodatkowo stworzono sumaryczny parametr czasowy (Tdc), powstały w wyniku dodania obu parametrów czasowych. Kąty mierzone były w stopniach. Ze względu na małą licznosc grupy i brak rozkładu normalnego w obrębie



korelowanych zmiennych, przy analizie użyto testu nieparametrycznego korelacji rang Spearmana. Analiza danych prowadzona była w środowisku RStudio.

#### 4. WYNIKI

Tabela 1. Charakterystyka materiału; statystyki opisowe; PTP-pochylenie miednicy po stronie prawej, PTL-pochylenie miednicy po stronie lewej, ES p/l-mięsień prostownik grzbietu prawy/lewy, RA p/l-mięsień prosty brzucha prawy/lewy, GM p/l-mięsień pośladowki wielki prawy/lewy, Tdc-sumaryczny czas skurczu, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu, Dm-maksymalne przesunięcie

zmienna		$\bar{X}$	MIN	MAX	SD
<b>pochylenie miednicy</b>					
PTP [°]		17,53	11,00	26,00	3,09
PTL [°]		17,43	11,00	26,00	3,08
<b>tensomiografia</b>					
ES p	Tdc [ms]	48,53	35,58	77,69	9,95
	Td [ms]	24,68	18,68	37,88	4,22
	Tc [ms]	23,85	10,52	46,39	8,16
	Dm [mm]	3,52	0,09	6,86	1,44
ES l	Tdc [ms]	48,41	32,00	71,34	11,03
	Td [ms]	25,37	14,77	40,89	5,74
	Tc [ms]	23,04	14,26	45,68	7,22
	Dm [mm]	3,43	0,53	6,74	1,40
RA p	Tdc [ms]	69,89	48,46	101,19	15,34
	Td [ms]	32,21	23,03	47,31	7,38
	Tc [ms]	37,68	22,73	64,27	12,09
	Dm [mm]	4,75	1,48	9,32	1,95
RA l	Tdc [ms]	69,14	47,13	94,24	13,07
	Td [ms]	31,88	22,41	55,43	8,01
	Tc [ms]	37,26	23,28	59,41	9,83
	Dm [mm]	4,58	1,42	9,38	1,85
GM p	Tdc [ms]	96,80	64,11	207,94	24,39
	Td [ms]	54,51	39,57	168,69	24,56
	Tc [ms]	42,30	23,80	61,19	7,22
	Dm [mm]	6,88	0,71	12,13	2,80
GM l	Tdc [ms]	86,22	51,31	146,24	16,44
	Td [ms]	48,64	33,70	126,27	16,47
	Tc [ms]	37,58	17,61	49,36	7,56
	Dm [mm]	5,44	0,42	10,37	2,35

Zebrany materiał został scharakteryzowany w tabeli (Tabela 1.). Z przeprowadzonej charakterystyki wynika, że pochylenie miednicy u badanych kobiet, zarówno po prawej jak i po lewej stronie, przyjmuje wartości 11-26°. Wśród parametrów tensomiograficznych widać jasną tendencję, w której wszystkie średnie parametry grupy przyjmują wartości najniższe dla

mięśni prostowników grzbietu, średnie dla mięśnia prostego brzucha a najwyższe dla mięśni pośladkowych wielkich.

Tabela 2. Zależność pomiędzy pochyleniem miednicy a parametrami TMG; korelacje rang Spearmana rho- współczynnik korelacji, p-poziom istotności, PTP-pochylenie miednicy po stronie prawej, PTL-pochylenie miednicy po stronie lewej, ES p/l-mięsień prostownik grzbietu prawy/lewy, RA p/l-mięsień prosty brzucha prawy/lewy, GM p/l-mięsień pośladkowy wielki prawy/lewy, Tdc-sumaryczny czas skurczu, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu, Dm-maksymalne przesunięcie

pochylenie miednicy	mięsień	zmienna	rho	p
PTP	ES p	Tdc	0,23	ns
		Td	0,04	ns
		Tc	0,29	ns
		Dm	-0,20	ns
	RA p	Tdc	0,26	ns
		Td	0,10	ns
		Tc	0,27	ns
		Dm	0,06	ns
	GM p	Tdc	0,02	ns
		Td	0,08	ns
		Tc	0,15	ns
		Dm	0,22	ns
PTL	ES l	<b>Tdc</b>	<b>0,38</b>	<b>&lt; 0,05</b>
		Td	0,29	ns
		<b>Tc</b>	<b>0,46</b>	<b>0,01</b>
		Dm	0,04	ns
	RA l	Tdc	0,10	ns
		Td	0,17	ns
		Tc	0,22	ns
		Dm	-0,04	ns
	GM l	Tdc	0,02	ns
		Td	0,03	ns
		Tc	0,26	ns
		Dm	0,13	ns

Analiza statystyczna wykazała słabe i niskie korelacje wszystkich mierzonych zmiennych tensomiograficznych z kątem pochylenia miednicy (Tabela 2.), z wyjątkiem parametru Tc w przypadku lewego mięśnia prostownika grzbietu, który wykazał umiarkowaną korelację z pochyleniem lewej strony miednicy ( $p = 0,01$ ). Sumaryczny czas skurczu (Tdc), jako pochodna parametru Tc również w przypadku tego mięśnia wykazał korelację istotną statystycznie ( $p < 0,05$ ) ale o stopniu niskim. Parametry czasowe wszystkich mięśni korelują z pochyleniem miednicy dodatnio. W przypadku parametru przesunięcia (Dm) korelacje mięśni prostownika grzbietu prawego i prostego brzucha lewego były ujemne.

## 5. Dyskusja

Dotychczasowe badania wskazują jednoznacznie, że w przypadku różnych wad postawy występują charakterystyczne dla nich wzorce w zakresie rozkładu napięcia mięśniowego. Wskazuje się, że w obrębie obręczy miedniczej, hiperlordozie towarzyszy osłabienie mięśni pośladkowych wielkich i mięśni prostych brzucha oraz nadmierne napięcie w części kręgosłupowej obejmującej między innymi odcinek lędźwiowy prostowników grzbietu [3]. Wskazana charakterystyka mięśniowa powinna mieć swój wydzźwięk w morfologii mięśni. Należałoby spodziewać się, że wraz ze wzrostem kąta pochylenia miednicy, mięsień prostownik grzbietu powinien zyskiwać bardziej toniczny charakter. Odwrotna sytuacja powinna pojawić się w obrębie mięśnia pośladkowego wielkiego oraz prostego brzucha, które powinny w danej sytuacji nabierać charakterystyki bardziej fazowej. Przeprowadzone badania wykazały zgodność z oczekiwanym wynikiem jedynie w obrębie parametrów czasowych mięśnia prostownika grzbietu po stronie lewej. Co prawda, mięsień ten po stronie prawej również wykazywał korelację dodatnią, lecz była ona na poziomie nieistotnym statystycznie, pomimo, że to właśnie strona prawa jest tą, w obrębie której zwykle wykazuje się zwiększone pochylenie miednicy, tworzące asymetrię lateralną zwaną dalej skrętem miednicy [10]. Zmienną, która zaważyła na wyniku jest czas skurczu ( $T_c$ ), który bezpośrednio odnosi się do przedziału czasowego pomiędzy momentem osiągnięcia 10% i 90% maksymalnego przesunięcia, czyli maksymalnego skurczu mięśnia. Jest to więc parametr wskazujący najbardziej jasno tempo skurczu mięśnia, a co za tym idzie, typ przeważających w budowie mięśnia włókien. Spodziewaną tendencją powinna być ujemna korelacja pozostałych mięśni z kątem pochylenia. Taka zależność nie została jednak zaobserwowana, co budzi pytanie o faktyczny obraz zmian funkcjonalnych stojących za nieprawidłowym ułożeniem miednicy. Spośród badanych parametrów jedynie w dwóch przypadkach zmiennej maksymalnego przesunięcia zarejestrowano korelację ujemną, lecz w obu przypadkach były to korelacje słabe i nieistotne statystycznie.

## 6. Wnioski

Z przeprowadzonego badania wynika, że morfo-fizjologiczna charakterystyka mięśni stabilizujących miednicę w korelacji w kątem pochylenia miednicy nie jest tak oczywista jak możnaby wnioskować na podstawie powszechnie przyjętych w posturologii wzorców napięć mięśniowych. Otrzymane wyniki wskazują na potrzebę szerszego przebadania poruszonego zagadnienia, zwłaszcza z uwzględnieniem osób ze zdiagnozowanymi wadami postawy.

## LITERATURA

- [1] Preece, S. J., Willan, P., Nester, C. J., Graham-Smith, P., Herrington, L., & Bowker, P.: Variation in pelvic morphology may prevent the identification of anterior pelvic tilt, *The Journal of manual & manipulative therapy*, vol. 16(2), 2008, p. 113-117.
- [2] Day J.W., Smidt G.L., Lehmann T.: Effect of Pelvic Tilt on Standing Posture, *Physical Therapy*, vol. 64(4), 1984, p. 510-516.
- [3] Richardson C. et al.: *Kinezyterapia w stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miednicznego*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2009.
- [4] Górski J.: *Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego: podręcznik dla studentów akademii wychowania fizycznego i akademii medycznych*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.

- [5] Kim C. et al.: a Novel Method for the Assessment of Muscle Injuries, The Korean Journal of Sports Medicine, vol. 33(2), 2015, p. 59.
- [6] Toskić L.D., Dopsaj M.J., Marković M.R., Toskić D.R., Ignjatović A.M.: Mechanical and contractile properties of knee joint muscles measured by the method of tensiomyography in differently trained men and women. J Strength Cond Res, 2020.
- [7] Rey E., Lago-Peñas C., Lago-Ballesteros J.: Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players, Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 22(6), 2012, p. 866-872.
- [8] Dahmane R. et al.: Spatial fiber type distribution in normal human muscle. Histochemical and tensiomyographical evaluation, Journal of Biomechanics, vol. 38(12), 2005, p. 2451-2459.
- [9] Bibrowicz K.: Duometr - nowe możliwości pomiarów położenia i ruchomości obręczy biodrowej, Rehabilitacja w Praktyce, 2014, s. 54-59.
- [10] Sastre F.: Metoda leczenia skolioz, kifoz i lordoz, Wydawnictwo Markmed Rehabilitacja, 2008.

## **TENSIOMYOGRAPHIC CHARACTERISTICS OF SELECTED PELVIS STABILIZING MUSCLES IN CORRELATION TO PELVIC TILT ANGLE IN YOUNG HEALTHY WOMEN**

**Abstract:** Anterior pelvic tilt in posturology is usually correlated with weakened and contracted groups of muscles. Aim of this study was to if those schemas have their overtone in morpho-physiology of muscles. 30 young and healthy women were tested using tensiomyography and duometer. Study revealed statistically significant correlation of pelvic tilt angle with TMG parameters only in some of the time variables of left erector spinae. Further studies are needed, especially those, that will include people with diagnosed posture defects.



**Kamil JOSZKO<sup>1</sup>, Karolina MACHNIA<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

<sup>2</sup>SKN Biomechatroniki "Biokreatywni", Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## **ANALIZA NUMERYCZNA SEGMENTU RUCHOWEGO ODCINKA LĘDŹWIOWEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA W PRZYPADKU WYSTĄPIENIA KRĘGOZMYKU**

**Streszczenie:** Celem przeprowadzonych badań była ocena obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka na poziomie L4-L5 dla schorzenia kręgozmyku. Modele numeryczne poszczególnych części segmentu ruchowego zostały wysegmentowane w oparciu o zdjęcia tomografii komputerowej. Następnie w oprogramowaniu MES przeprowadzono analizę numeryczną modelu kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego oraz modeli z różnymi stopniami kręgozmyku w następującej skali: 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm oraz 12 mm.

**Słowa kluczowe:** symulacja numeryczna, analiza wytrzymałościowa, odcinek lędźwiowy, kręgozmyk, MES

### 1. WSTĘP

Kręgosłup stanowi zasadniczą część aparatu ruchu człowieka. Jego właściwa eksploatacja warunkuje zachowanie prawidłowej postawy ciała. Złożona budowa anatomiczna kręgosłupa wynika z jego zadań i funkcji pełnionych w organizmie człowieka. Kręgosłup przede wszystkim odpowiada za podporę głowy oraz górnej części ciała, jednocześnie ochraniając rdzeń kręgowy. W związku z nieustannie postępującym rozwojem cywilizacyjnym, starzejącym się społeczeństwem oraz siedzącym trybem życia, schorzenia kręgosłupa to jedno z najczęściej spotykanych zespołów chorobowych, które dotyczą coraz młodsze grupy pacjentów [5, 9].

Kręgozmyk jest schorzeniem występującym w obrębie kręgosłupa lędźwiowego. Polega na przesunięciu jednego segmentu kręgosłupa (przedniego, tylnego lub bocznego) względem poziomu niższego. Występuje przede wszystkim na poziomie L5-S1 oraz L4-L5. Dodatkowo, kręgozmyk związany jest z pogorszeniem stanu krążka międzykręgowego. Z biegiem czasu deformacja pogłębia się, co prowadzi do zwiększonego obciążenia stawów międzykręgowych i więzadeł. W związku z tym, kręgozmyk determinuje przewlekłą niestabilność odcinka lędźwiowego kręgosłupa, charakteryzującą się postępującym zwyrodnieniem międzykręgowego oraz rozluźnieniem więzadeł podtrzymujących. Wyróżnia się następujące odmiany kręgozmyku: wrodzony, zwyrodnieniowy, cieśni, urazowy oraz patologiczny. Stany patofizjologiczne aparatu ruchu, takie jak choroba zwyrodnieniowa krążka międzykręgowego

czy kręgoszmyk, mogą niekorzystnie zmieniać środowisko biomechaniczne oraz zdolność kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego do efektywnego przenoszenia obciążeń i ruchu [3, 5, 7].

Jednym z najprężniej rozwijających się zagadnień biomechaniki są badania modelowe kręgosłupa i jego poszczególnych segmentów [2, 7, 10, 11]. W odróżnieniu od tradycyjnych technik, symulacja komputerowa oraz poprzedzający ją proces modelowania ułatwia przeprowadzenie bardzo dokładnej analizy parametrów kinematycznych oraz dynamicznych. Badania biomechaniczne wykorzystywane są zarówno do analizy rozkładu obciążeń aparatu ruchu, jak i do oceny jego aktywności, w których kluczowe jest określenie masowych momentów bezwładności, masy kręgów oraz ich dokładnej budowy geometrycznej. Znajomość tych parametrów jest istotna przy przyjmowaniu uproszczeń i warunków brzegowych w trakcie procesu modelowania. Oprócz tego, poznanie biomechanicznych właściwości kręgosłupa, nieprawidłowości prowadzących do deformacji oraz stanów zwyrodnieniowych jest niezbędne w profilaktyce, diagnostyce i leczeniu schorzeń kręgosłupa [1, 3].

Schorzenie to jest wciąż jednym z najbardziej aktualnych problemów biomechaniki kręgosłupa, do analizy którego wykorzystuje się systemy komputerowe. Przy użyciu modelu kręgosłupa lędźwiowego udowodniono wpływ zwyrodnienia dysku międzykręgowego na biomechanikę segmentu L4-L5. Przeprowadzona symulacja numeryczna: rozciągania, zginania, ściskania i rotacji pomogła określić zależności pomiędzy stopniem deformacji krążka międzykręgowego a zakresem ruchomości kręgosłupa [2].

Na podstawie przeglądu literaturowego, a także wychodząc naprzeciw oczekiwaniom lekarzy, za cel niniejszej pracy przyjęto analizę numeryczną rozkładu naprężeń i przemieszczeń dla różnych stopni kręgoszmyku.

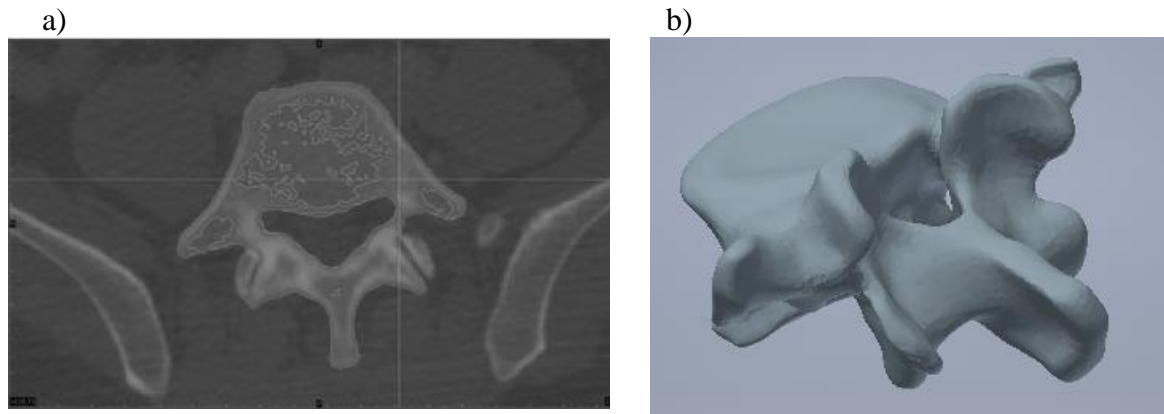
## 2. BUDOWA MODELU

W procesie modelowania nie uwzględniono elementów struktur anatomicznych, które nie miały ścisłego związku z celem przeprowadzonych badań (tj. układu pokarmowego, nerwowego, krwionośnego oraz mięśni.). Więzadła ograniczające zostały pominięte, z uwagi na skomplikowane operacje wyodrębniające ich geometrię z tomografii komputerowej. Ich występowanie zrekomensowano odpowiednio dobranym obciążeniem [5].

Modelowanie matematyczne rozpoczęto od zaimportowania zdjęć tomografii komputerowej kręgosłupa człowieka do oprogramowania Mimics. Wygenerowane modele struktur anatomicznych zostały zdyskretyzowane w programie 3-matic (Materialise). W celu optymalizacji modelu zastosowano kilkakrotnie wygładzanie metodą Laplace'a (funkcja wbudowana w programie) ze współczynnikiem równym 0,4÷0,7. Następnie podzielono je na tetrahedryczne elementy skończone typu Solid 72, których maksymalna długość krawędzi nie przekraczała 3 mm. Kolejno wygenerowano siatkę objętościową *volume mesh*, by ostatecznie wyeksportować model do formatu \*.cdb w efekcie uzyskano trójwymiarowy model kręgów L4 i L5 oraz krążka międzykręgowego L4/L5 (rys. 1). w tabeli 1. przedstawiono liczbę węzłów i elementów dla wszystkich modeli kręgosłupa człowieka.

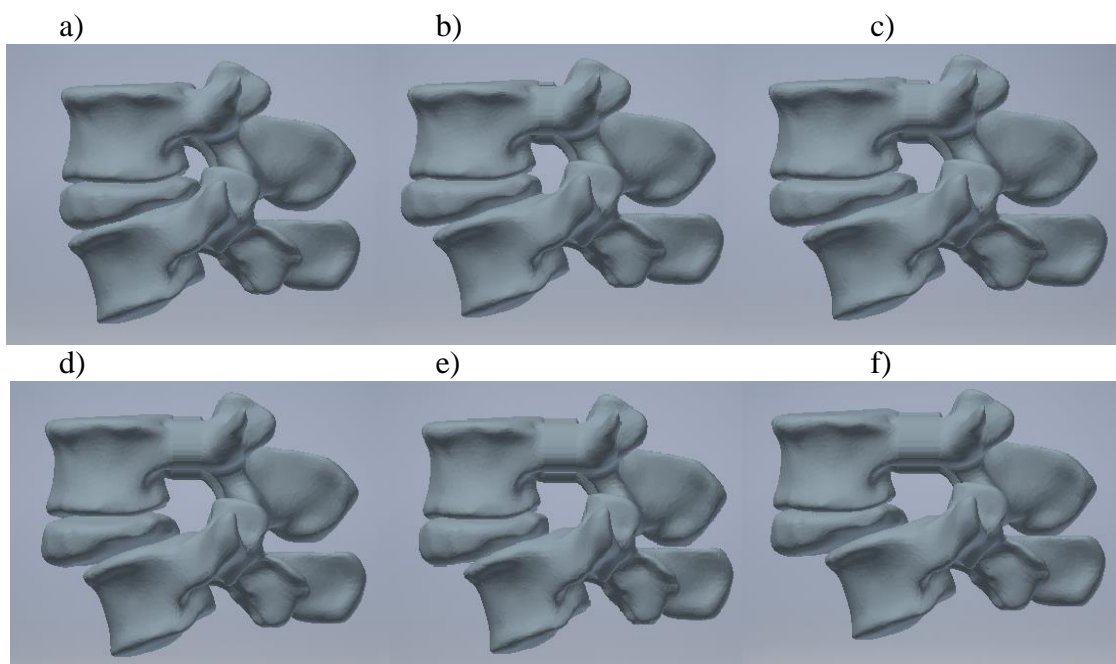
Tabela 1. Liczba węzłów i elementów dla wszystkich modeli kręgosłupa człowieka.

	Model fizjologiczny	Model kręgoszmyku				
		4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
<b>Liczba węzłów</b>	247 798	257 300	262 664	263 137	263 631	264 028
<b>Liczba elementów</b>	147 528	152 571	155 336	155 369	155 556	155 618



Rys. 1. a) Widok w płaszczyźnie poprzecznej kręgu L5 w programie Mimics;  
b) Model kręgu L5.

Następnie w oprogramowaniu CAD zamodelowano schorzenie segmentu ruchowego człowieka dla poszczególnych wartości przemieszczeń kręgozmyku. W tym celu dodano pomiędzy część trzonową a wyrostkową kręgu L4 dodatkową bryłę symulującą chrząstkozrost występujący przy początkowym stadium kręgozmyku. Jej szerokość ustawiono na odległościach: 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm oraz 12 mm. W efekcie uzyskano modele odcinka lędźwiowego (rys. 2.) dla różnych stopnia kręgozmyku (4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm) oraz jeden model kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego.



Rys. 2. Modele fragmentów kręgosłupa dla poszczególnych stopni przemieszczeń kręgozmyku:  
a) model fizjologicznie prawidłowy; b) 4 mm; c) 6 mm; d) 8 mm; e) 10 mm; f) 12 mm.

### 3. SYMULACJE NUMERYCZNE

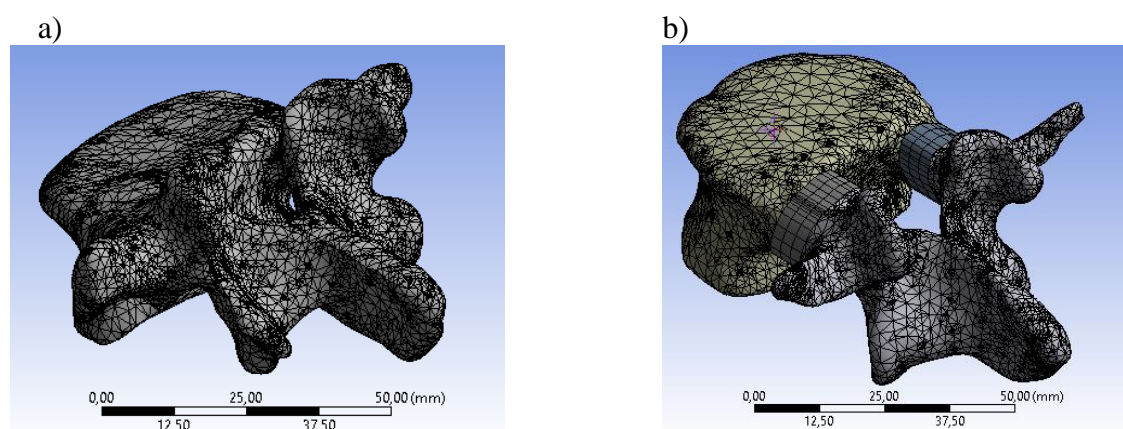
Analiza wytrzymałościowa została zrealizowana za pośrednictwem środowiska ANSYS Workbench 2013. Nadano uśrednione wartości własności mechanicznych kręgów, krążka międzykręgowego oraz chrząstkozrostów. Pozyskane dane materiałowe przedstawiono w tab. 2.



**Tabela 2. Przyjęte w modelu własności materiałowe elementów kręgosłupa.**

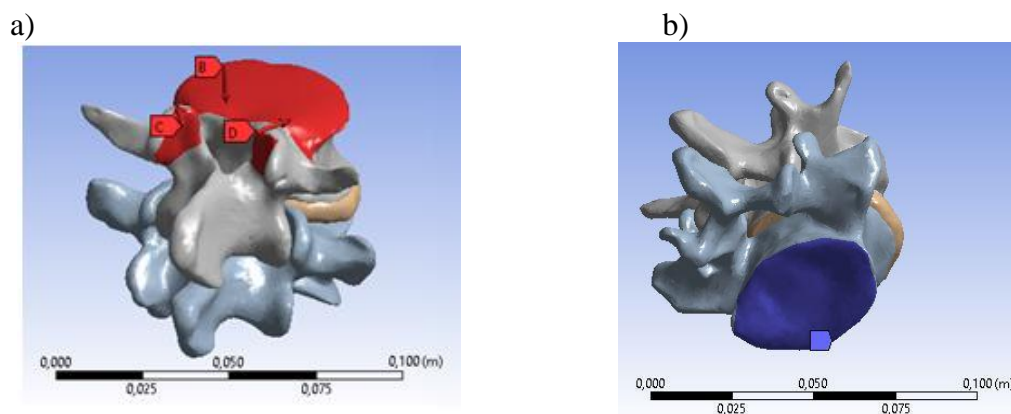
Element	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona	Autor
Kręg	10 000	0,29	Yoganandan i wsp. [11]
Krążek międzykręgowy	3,4	0,49	Yoganandan i wsp. [11]
Chrząstkozrost	93	0,30	Danso i wsp. [4]

Następnie dokonano dyskretyzacji modelu na elementy skończone o następujących parametrach: wielkość siatki 0,003 m, stopień rozdzielczości 3, uśrednioną wartość kąta trójkąta siatki 97°, minimalną wartość trójkąta siatki 60°, a maksymalną 173°. Wprowadzono zmiany geometrii siatki na potrzeby wygładzenia poszczególnych kręgów, natomiast nie przeprowadzono analizy wpływu wielkości elementów na jakość uzyskanych wyników. Na rysunku 3. przedstawiono modele kręgów po procesie dyskretyzacji.



**Rys. 3. Dyskretyzacja na elementy skończone a) kręg L5;  
b) kręg L4 z 8 mm przemieszczeniem kręgozmyku**

Pomiędzy stykającymi się powierzchniami kręgów i krążka międzykręgowego oraz stawów międzykręgowych zastosowano typ kontaktu Bonded. Tak sformułowane modele zostały obciążone siłą równą 500 [N], wynikającą z przenoszonego ciężaru górnej części ciała, z czego 2/3 tej siły rozmieszczono na powierzchni trzonu kręgu L4, a pozostałe 1/3 siły przyłożono do powierzchni stawowych (rys. 4a). W każdym modelu unieruchomiona została dolna część kręgu lędźwiowego L5 poprzez odebranie węzłom wszystkich stopni swobody (rys. 4b). We wszystkich modelach zastosowano te same warunki brzegowe.

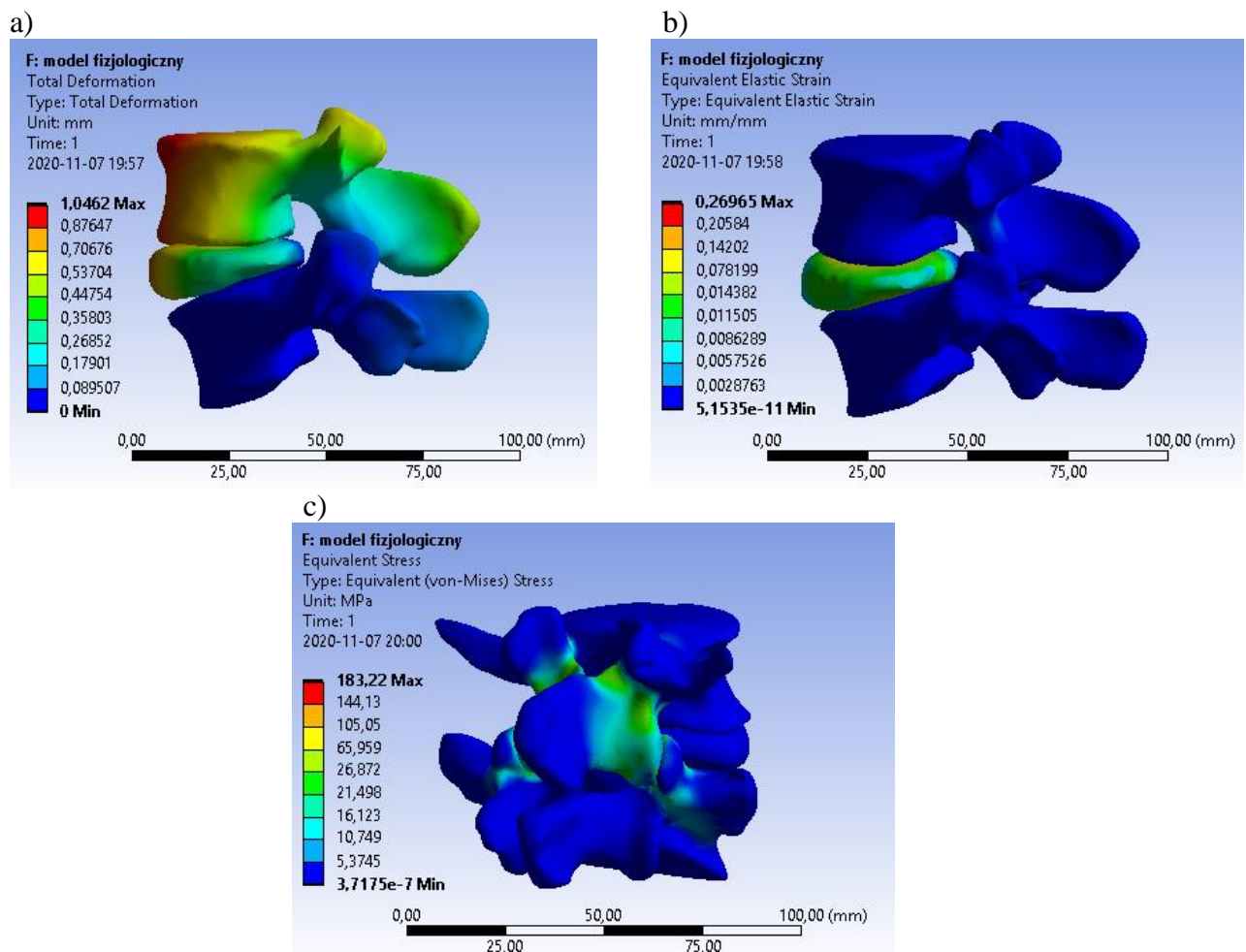


**Rys. 4. a) Model geometryczny z wizualizacją obciążeń: dla kręgosłupa fizjologicznego;  
b) Model geometryczny kręgosłupa z wizualizacją unieruchomienia dolnej części kręgu L5.**

#### 4. WYNIKI

Przeprowadzona symulacja w warunkach statycznych umożliwiła wyznaczenie wartości przemieszczenia, odkształcenia oraz mapy naprężeń zredukowanych, obliczonych według hipotezy Hubera-Misesa.

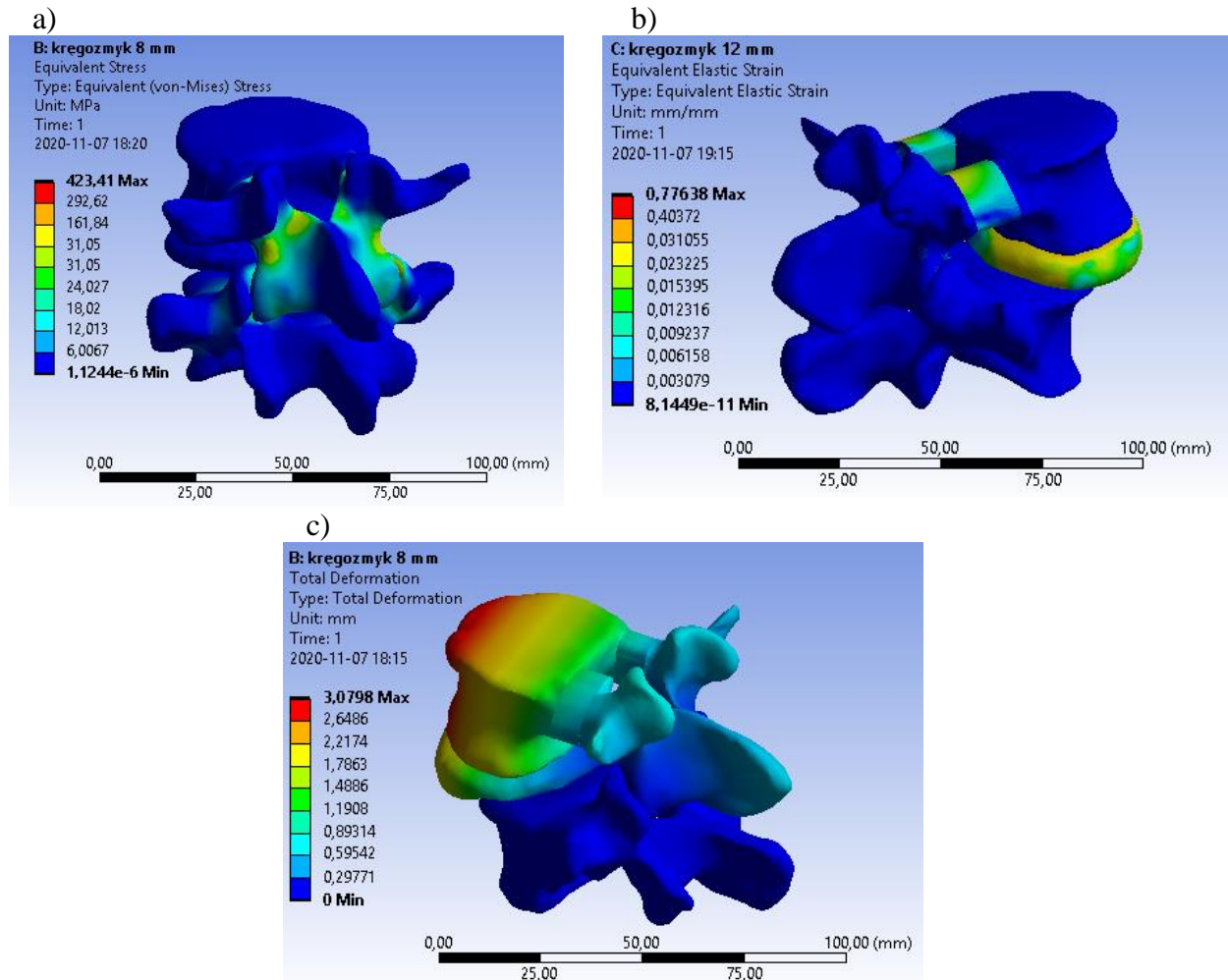
Analizę numeryczną rozpoczęto od określenia stanu wyężenia modelu fizjologicznego kręgosłupa lędźwiowego. Maksymalne odkształcenie wyniosło 0,27; stwierdzono je dla krążka międzykręgowego (rys. 5b). Największe naprężenia według hipotezy Hubera-Misesa (rys. 5c) wystąpiły na powierzchniach stawowych. Ich wartość wyniosła 183,22 [MPa]. Zbadano również rozkład oraz wartości przemieszczeń (rys. 5a) w badanym modelu kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego. Największą wartość przemieszczeń odnotowano dla kręgu L4, która wyniosła 1,05 [mm].



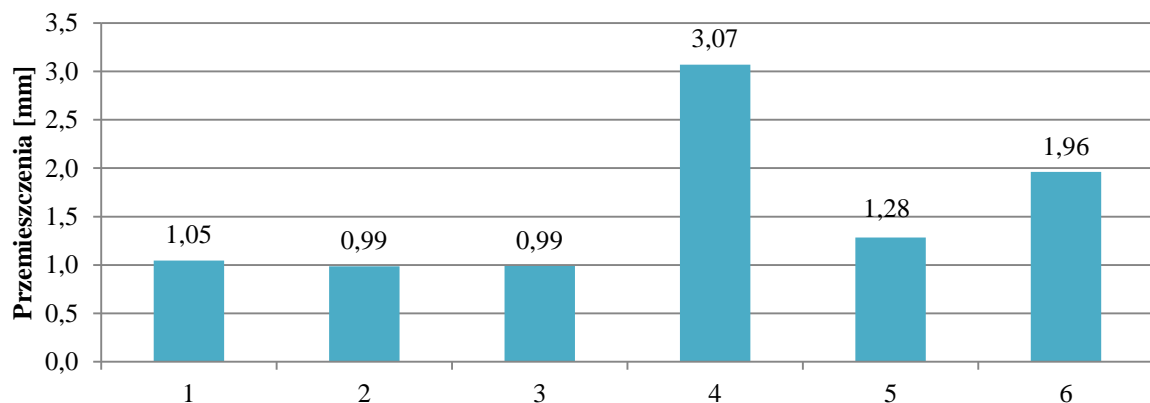
Rys. 5. Rozkład a) odkształceń; b) naprężeń; c) przemieszczeń; odcinka L4-L5 modelu fizjologicznego przy obciążeniu siłą 500 N.

Analiza wytrzymałościowa wszystkich modeli kręgosłupa człowieka z różnymi stopniami kręgozmyku wykazała generowanie maksymalnych odkształceń w obrębie krążka międzykręgowego L4/L5. z przeprowadzonej symulacji numerycznej wynika, że zadane obciążenie wywołało deformację o największej wartości odkształcenia (rys. 6b, 8) na poziomie 0,78 dla modelu kręgosłupa z 12-milimetrowym przemieszczeniem kręgozmyku. Dla każdego modelu matematycznego stwierdzono koncentrację maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa na powierzchniach stawowych. Ich

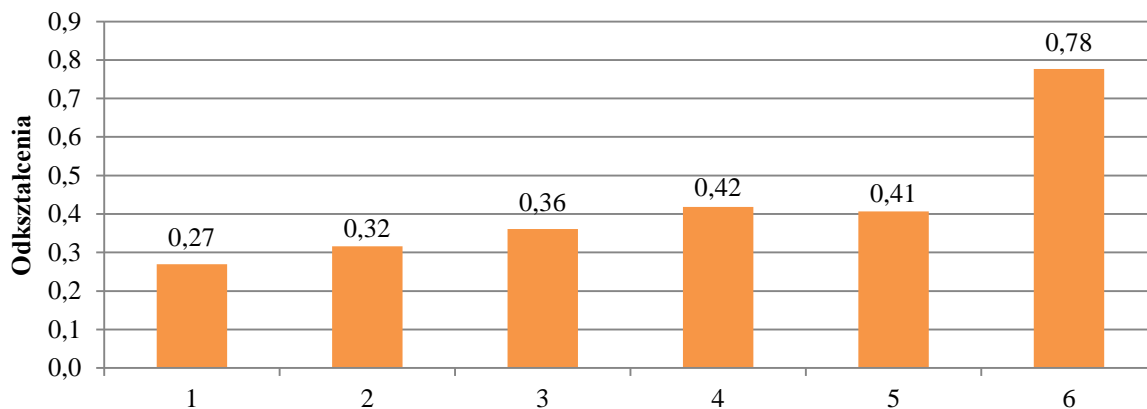
największe wartości uzyskano w modelu kręgosłupa z 8-milimetrowym przemieszczeniem kręgozmyku, które wyniosło 423,41 [MPa] (rys 6a, 9). Dodatkowo, dla tego samego modelu odnotowano również największą wartość przemieszczenia (rys. 6c, 7), która wystąpiła w miejscu przyłożenia siły 500 [N], wynikającej z obciążenia tułowia i wyniosła 3,08 [mm]. W żadnym analizowanym modelu nie stwierdzono przemieszczeń występujących w kręgu L5.



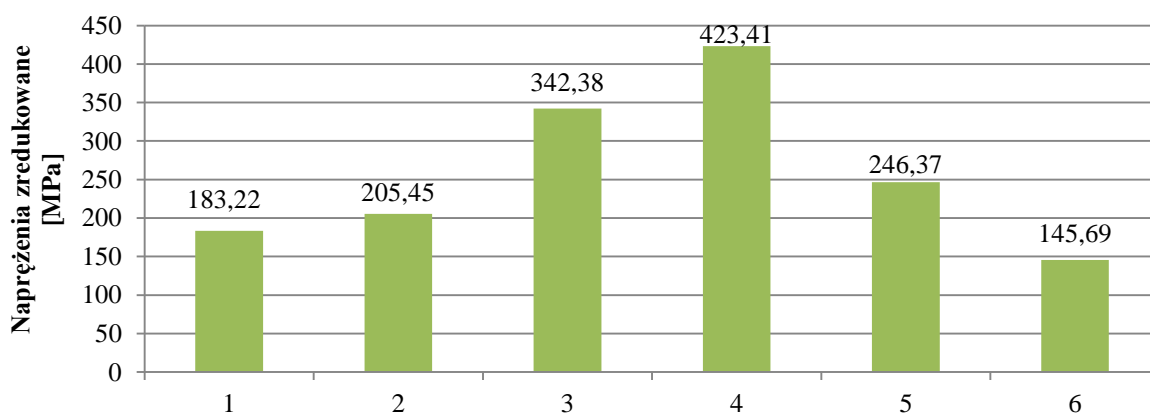
Rys. 6. Analiza wytrzymałościowa modelu kręgosłupa a) mapa naprężeń zredukowanych 8 mm kręgozmyku; b) rozkład odkształceń 12 mm kręgozmyku; c) rozkład przemieszczeń 8 mm.



Rys. 7. Wykres maksymalnych wartości przemieszczeń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.



Rys. 8. Wykres maksymalnych wartości odkształceń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.



Rys. 9. Wykres maksymalnych wartości zredukowanych naprężeń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.

Przeprowadzono również analizę pod kątem maksymalnych naprężeń w wewnętrznych strukturach analizowanego układu które przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Wartości naprężeń zredukowanych w wewnętrznych strukturach układu.

	Naprężenia zredukowane [MPa]					
	Model fizjologiczny	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
Kręgosłup L4	0,07	0,44	0,56	0,71	0,3	0,28
Kręgosłup L4/L5	0,10	0,98	7,14	7,02	0,78	0,27
Kręgosłup L5	0,09	2,21	1,32	1,35	5,07	2,73
Chrzostki	-	1,32	1,54	1,73	0,97	1,66

## 5. WNIOSKI i PODSUMOWANIE

W pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym na poziomie L4-L5. W tym celu zbudowano model kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego oraz zamodelowano schorzenie segmentu ruchowego człowieka dla pięciu różnych przemieszczeń kręgosłupa. Weryfikacja badania została przeprowadzona na podstawie danych literaturowych – Zander et al. z 2001 roku [12]. Porównując wartość naprężeń wewnątrz krążka międzykręgowego L4/L5, uzyskano 0,1 [MPa] dla modelu

kręgosłupa fizjologicznego, natomiast dla badań eksperymentalnych *in vitro* ciśnienie wyniosło 0,07 [MPa]. Na podstawie przeprowadzonej analizy numerycznej metodą elementów skończonych zauważono pewne korelacje pomiędzy wartością maksymalnych naprężeń zredukowanych a stopniem przemieszczeń kręgozmyku. Wraz ze wzrostem stopnia przemieszczeń kręgozmyku do wartości 8 mm zaobserwowano wzrost naprężeń. Po osiągnięciu tego progu kręgozmyku nastąpił spadek naprężeń, wskazując tym samym na stopniowe, coraz słabsze funkcjonowanie triady podparcia opracowanych modeli kręgosłupa odcinka lędźwiowego.

Zaprezentowane w pracy modele będą poddawane kolejnym analizom mającym na celu pogłębianie wiedzy z zakresu biomechaniki kręgosłupa człowieka.

## LITERATURA

- [1] Adams M., Dolan P.: Spine biomechanics – Perspective, *Journal of Biomechanics* 38, p. 1972-1983, 2005.
- [2] Azian M., Tanaka M.: Biomechanical investigation on the influence of the regional material degeneration of an intervertebral disc in a lower lumbar spinal unit: a finite element study, *Computers in Biology and Medicine* 98, 2018, p. 26-38.
- [3] Cunningham B.W., Mueller K.B., Hawke J.B., Rolle N.P.: Biomechanical considerations and mechanisms of injury in spondylolisthesis, *Semin Spine Surg* 32, 2020.
- [4] Danso E.K., Honkanen J.T., Saarakkala S., Korhonen R.K.: Comparison of Nonlinear Mechanical Properties of Bovine Articular Cartilage and Meniscus, *Journal of Biomechanics*, 2014, s. 200-206.
- [5] Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007.
- [6] Quan Y. L., Ho-Joong K., Juhyun S., Kyoung-Tak K., Bong-Soon C., Choon-Ki L., Hyun S. S., Jin S. Y. : “Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis” *Computers in Biology and Medicine* 89, 2007, 512-519.
- [7] Rivollier M., Marlier B., Kleiber J.C., Eap C., Litre C.F.: Surgical treatment of high-grade spondylolisthesis: Technique and result, *Journal of Orthopaedics* 22, 2020, p. 383-389.
- [8] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 5, 2011, s. 165-170.
- [9] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2011.
- [10] Wagnac E., Arnoux P., Garo A., Aubin C., Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions, *International Federation for Medical and Biological Engineering*, vol. 50, 2012, p. 903-915.
- [11] Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.A., Larson S.J.: Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit, *Medical Engineering & Physics*, vol. 18, no 7, 1996, s.569-571.
- [12] Zander T., Rohlmann A., Calisse J., Bergmann G.: Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination, *Clinical Biomechanics*, vol. 16, 2001, s. 73-80.

## **NUMERICAL ANALYSIS OF THE MOTOR SEGMENT OF THE LUMBAR SPINE WITH THE SPONDYLOLISTHESIS**

**Abstract:** The research carried out a numerical analysis of the loads occurring in the lumbar spine at the L4-L5 level. The project started with modeling the spine diseases in the Inventor 2018 software for different values of spondylolisthesis. In ANSYS Workbench 2013, numerical simulations were performed: analysis of a physiologically correct model, analysis of the mathematical model of the spine with various degrees of spondylolisthesis (4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm and 12 mm). Models were verified on the basis of literature data.