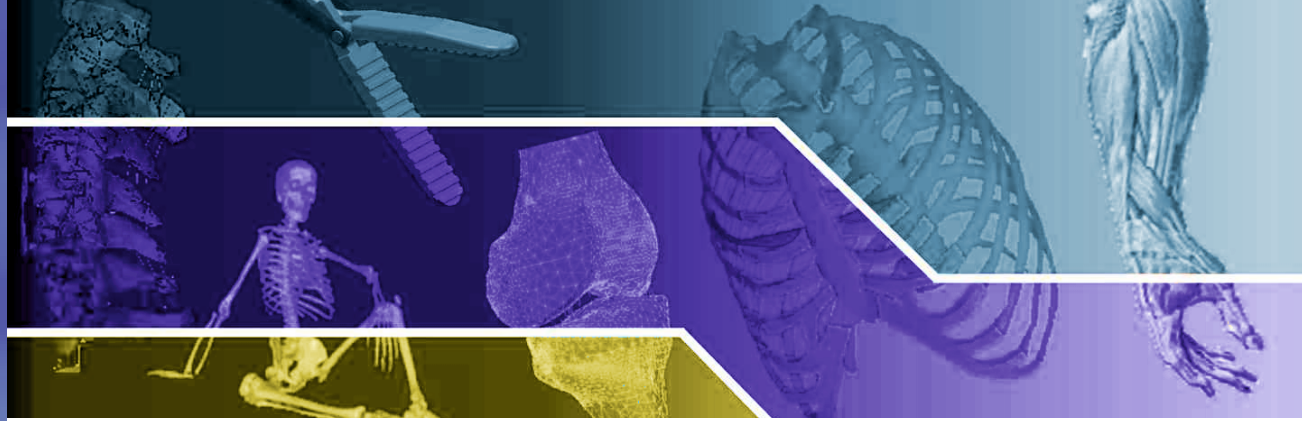


21/2021



Politechnika Śląska
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI

AKTUALNE PROBLEMY BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2021

21
2021

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

ZESZYT nr 21
(wrzesień 2021)

**AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI**

ZABRZE 2021

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: **Marta Sobkowiak-Pilorz**
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

SPIS TREŚCI

1. Chorąży P., Chojnacka-Brożek A., Woźniak K.: Analiza numeryczna wpływu resekcji krtani na własności wytrzymałościowe odcinka szyjnego kręgosłupa.....5
2. Leczkowski B., Falkowski P.: Analiza kinematyczna ruchów kończyny górnej w celu opracowania testowego treningu funkcjonalnego do zastosowań w zrobotyzowanej rehabilitacji ruchowej15
3. Mańka A., Romaniszyn-Kania P., Budgól M. N., Nowakowska-Lipiec K., Michnik R., Mitas A.: Assessment of the physiological state during gait with metrorhythmic stimulations.....25
4. Mędrowska N., Łagan S.: Ocena masek ochronnych w badaniach mechanicznych i fizykochemicznych.....35
5. Niewęłowska J., Anchimowicz A., Lasocka W., Rodziewicz M., Borkowski P.: Projekt trenażera do operacji laparoskopowych.....45

Patrycja CHORAŻY¹, Agnieszka CHOJNACKA-BROŻEK¹, Krzysztof WOŹNIAK^{2,1}

¹Katedra Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

²Katedra Medycyny Sądowej, Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum, Kraków

ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU RESEKCJI KRTANI NA WŁASNOŚCI WYTRZYMAŁOŚCIOWE ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie: Głównym celem niniejszego artykułu było przedstawienie zależności pomiędzy dysfunkcjami w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa, a stabilnością głowy pacjenta, który dodatkowo został poddany resekcji krtani wskutek postępującego nowotworu złośliwego. Badanie pozwoliło określić jaki wpływ na położenie środka ciężkości głowy oraz na mechanizmy obciążeń ma obecność krtani bądź jej brak, dzięki analizie numerycznej zdrowego pacjenta.

Słowa kluczowe: krtań, odcinek szyjny kręgosłupa, punkt podparcia, analiza numeryczna

1. WSTĘP

Przypadki występujące w obecnej medycynie budzą coraz częściej wiele pytań. Jednym z nich jest rola jaką w organizmie człowieka odgrywa krtań. Oprócz aktualnie przyjętej fizjologii pojawiają się rozważania poparte obserwacjami, które dotyczą podatności na uszkodzenia mechaniczne w odcinku szyjnym kręgosłupa u pacjentów po resekcji krtani. Z praktycznego punktu widzenia to kręgosłup stanowi swego rodzaju kolumnę, na której podporę ma całe ciało człowieka, w tym też i głowa. Natomiast sama krtań to narząd składający się z chrząstek, które połączone są między sobą mięśniami, więzadłami i stawami. Chrząstka, jako materiał, jest stosunkowo elastyczna, przez co można wnioskować, że ma nieduży wpływ na przenoszenie ciężaru głowy dorosłego człowieka. Jednak należy zauważyć, że ma strukturę rurowatą o twardszym niż mięśnie charakterze, co może wskazywać na jej rolę w procesie podporu czaszki, a jednocześnie na możliwość rozłożenia jej środka ciężkości.

Wobec tak wielu pytań jakie rodzi medycyna, pomocna okazuje się analiza numeryczna, która umożliwia przeprowadzenie symulacji obciążeń zarówno na modelu zdrowego pacjenta, jak i tego po usunięciu narządu, w którym rozwinęła się złośliwa forma nowotworu. Poznane parametry i analizy uzyskanych wyników umożliwiłyby zastosowanie odpowiednich środków zapobiegawczych przed utratą stabilności głowy, która została zachwiana na skutek wycięcia narządu. W ostatnich latach bardzo intensywnie rozwija się przemysł związany bezpośrednio z projektowaniem sztucznych tkanek i narządów. Współczesna medycyna implantacyjna dysponuje różnorodnymi egzemplarzami tzw. sztucznych krtani, których głównym zadaniem

jest generowanie na zewnątrz drgań akustycznych w celach komunikacyjnych pacjenta. Jednak żadna z nich, nie zastępuje fizycznie braku występującego po resekcji krtani w przednim rejonie szyi. Znane są liczne funkcje krtani obejmujące procesy oddychania oraz porozumiewania się z innymi. Lekarze utożsamiają z nią nawet czynności takie jak oczyszczanie nosa z kataru, kaszlenie, a nawet wypróżnianie się, jednak w literaturze prawie w ogóle nieporuszana jest rola jaką struktury chrzęstne krtani odgrywają w procesie minimalizowania przemieszczeń, a co za tym idzie i naprężeń powstających w kręgach szyjnych [1].

Pojęciem znanym z mechaniki jest zagadnienie dotyczące punktów podparcia. Stabilniejszą strukturą jest ciało podtrzymywane w dwóch miejscach, cechuje się mniejszą podatnością na obciążenia niż to, które ma tylko jedną podporę. Ciałem podtrzymywanym przez dwie podpory może być w tym przypadku głowa opierająca się w głównej mierze na odcinku szyjnym kręgosłupa, który jest naturalnym rusztowaniem ciała, ale również pewnym rodzajem stabilizacji przedniej dla głowy są struktury chrzęstne krtani, która w swoim stałym położeniu zamocowana jest za pośrednictwem mięśni oraz tkanek miękkich szyi. W chwili utraty jednej podpory, ciało obciąża swoje jedyne podparcie, wpływając tym samym na generowanie się w jej obrębie naprężeń oraz odkształceń, które po obciążeniu krytyczną wartością tracą na własnej stateczności, ulegając tym samym pęknięciu, a co za tym idzie i osłabieniu położenia podtrzymywanego przez siebie ciała. Jak wobec tego amputacja krtani wpływa, pod względem biomechaniki tego odcinka, na stabilność kręgosłupa i jego wytrzymałość materiałową [2]?

2. METODYKA BADAŃ

Proces modelowania rozpoczęto od wykonania modelu geometrii odcinak szyjnego kręgosłupa na potrzeby analizy numerycznej. W tym celu wykorzystano zdjęcia z tomografii komputerowej w formacie DICOM. Rozdzielczość wykorzystanych obrazów wynosiła 512×512 pikseli, gdzie rozmiar pojedynczego piksela wynosił ok. 0,586 mm. Analizowany plik zawierał 408 przekrojów. Na tej podstawie utworzono modele przestrzenne struktur kostnych oraz chrzęstnych dla dwóch analizowanych przypadków:

- a. nr I – mężczyzna lat 71, bez wrodzonych wad genetycznych, zmarły na skutek zdarzenia, które nie wpłynęło na budowę układu kręgowego odcinka szyjnego kręgosłupa.
- b. nr II – mężczyzna lat 70 z wadą wrodzoną - niespojenie łuku C1 oraz zmianami zwyrodnieniowymi w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa, u którego na skutek przebytego nowotworu złośliwego amputowano krtani.

Następnie, w programie 3D Slicer służącym do utworzenia geometrii przestrzennej, sporządzono odrębnie każdą strukturę w formacie .obj. Uzyskane modele zaimportowano w programie Ansys Workbench, gdzie po nałożeniu wybranych warunków brzegowych wykonano analizę numeryczną metodą elementów skończonych.

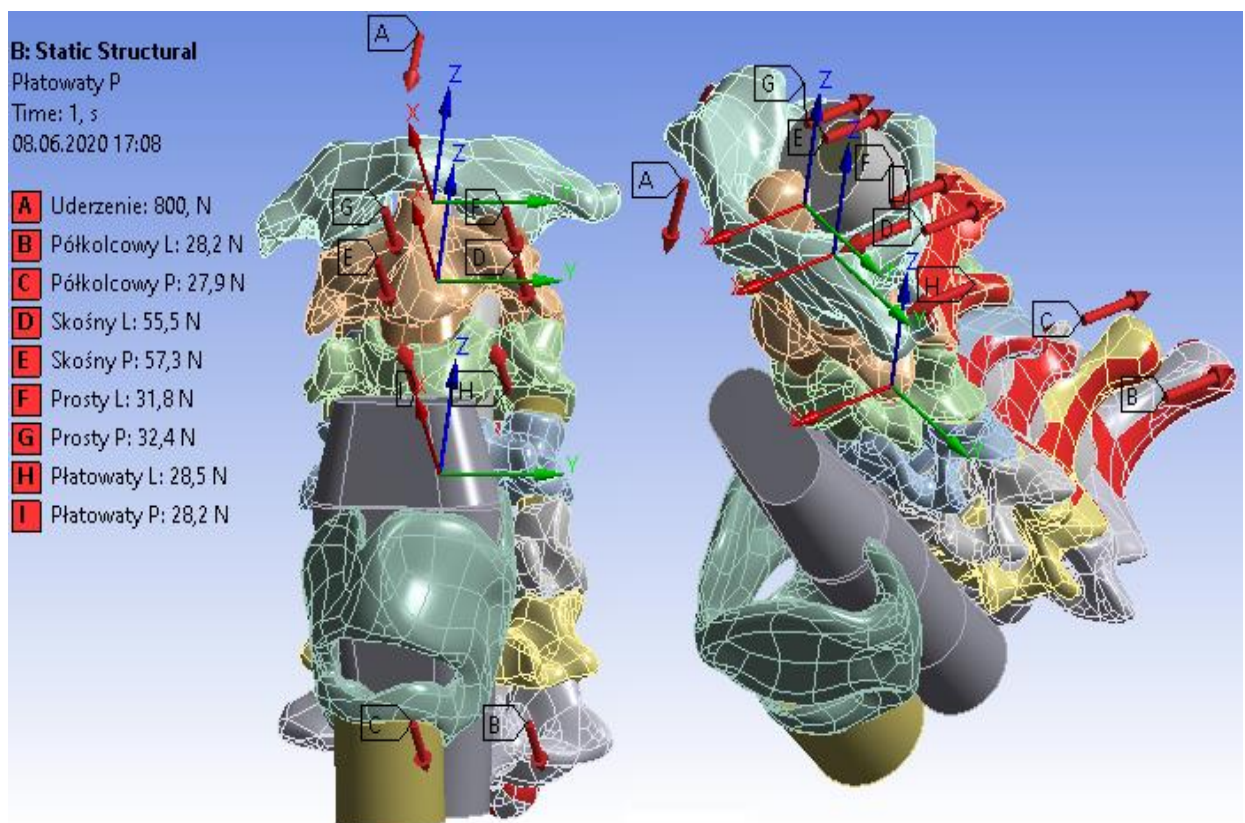
2.1. Modelowanie kręgosłupa oraz krtani w programie 3D Slicer

W celu przeprowadzenia analizy należało uprzednio przygotować geometrię struktur anatomicznych. W tym celu zaimportowano tomogram do programu 3D Slicer, gdzie poddano go dalszej obróbce. Na podstawie wyizolowanego obszaru przeprowadzono proces modelowania każdego z siedmiu kręgów oraz krtani osobno. Po przeanalizowaniu każdego

przekroju otrzymany kręgi poddano odpowiedniej modyfikacji w celu wygładzenia powierzchni zewnętrznej oraz zamieniono model powierzchniowy na model bryłowy.

2.2. Modelowanie kręgosłupa oraz krtańi w programie ANSYS Workbench

Przygotowane modele bryłowe zaimportowano do programu ANSYS. Ze względu na fakt, iż kręgi oraz krtańi charakteryzowały się licznymi odchyleniami od anatomicznego położenia, we wstępnym procesie modelowania należało odpowiednio rozmieścić względem siebie poszczególne elementy kręgosłupa oraz krtańi. Kolejnym etapem przygotowania obiektu było stworzenie krążków międzykręgowych występujących pomiędzy kręgami C2 – C7. Na etapie modelowania zdecydowano się na zastosowanie uproszczenia kształtu krążków, ponieważ z punktu widzenia obliczeń nie wpłynęło to znacząco na wynik, a jedynie wydłużyło proces rozwiązywania zadanego układu. Następnym zamodelowanym obiektem w programie ANSYS był fragment tchawicy, który rozpoczynał się na wysokości chrząstki pierścieniowatej, a kończył na wysokości kręgu C7. W celu określenia wpływu obciążeń na wytrzymałość rdzenia kręgowego, na etapie modelowania, przygotowano jego geometrię oraz struktury otaczających go tkanek miękkich. Rozmiar tkanek miękkich otaczających rdzeń dobierany był w taki sposób, aby na wysokości każdego kręgu zapewniony był kontakt rdzenia kręgowego z poszczególnymi strukturami kostnymi. W celu zapobiegnięcia kontaktu pomiędzy wyrostkami stawowymi sąsiadujących kręgów, należało uwzględnić geometrię płytek granicznych oddzielających od siebie te struktury. Ostatnim etapem modelowania było wykonanie fragmentu tkanki mięśniowej szyi, znajdującej się między kręgosłupem a krtańią. Końcowy efekt przedstawiono na Rys. 1.



Rys. 1. Model kręgosłupa oraz krtańi wraz z połączeniami w widoku z: a) przodu, b) lewej

2.3. Założenia przyjęte w analizie

Ostatnim etapem mającym na celu przygotowanie analizy numerycznej metodą elementów skończonych było zdefiniowanie warunków brzegowych i obciążeniowych dla modelu. Na początku należało dobrać odpowiednie stałe materiałowe dla poszczególnych geometrii. W pracy zastosowano pewne uproszczenie, które polegały na określeniu materiałów użytych na potrzeby analizy numerycznej jako izotropowe i liniowo sprężyste. Na potrzeby analizy numerycznej zdefiniowano materiały w sposób przedstawiony w Tabeli 1.

Tabela 1. Właściwości mechaniczne przyjętych materiałów [3 - 7]

Material	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [-]
Krażki międzykręgowe	15,0	0,30
Kręgi szyjne	16 000,0	0,30
Płytki graniczne	100,0	0,40
Krtań/Tkanka chrzęstna	4500,0	0,40
Tkanka mięśniowa	10,0	0,30
Tkanka nerwowa	1,4	0,44

Po ustaleniu stałych materiałowych model został zdyskretyzowany. W celu jak najdokładniejszego dopasowania wybrano budowę elementów umożliwiającą dopasowanie do nieregularnych kształtów geometrii struktur anatomicznych, czyli czworoboki. Końcowy model kręgosłupa wraz z krtanią zbudowany był z 93 720 elementów oraz z 173 142 węzłów. W przypadku modelu kręgosłupa po resekcji krtani oraz z niespojonym łukiem C1 utworzono model składający się z 76 774 elementów i 151 615 węzłów. Przyjęto również niezbędne utwierdzenia niektórych elementów geometrii, w celu ograniczenia ruchomości w kierunkach. Przygotowana analiza niesie za sobą konieczność uwzględnienia sił odmięśniowych w tym rejonie. W oparciu o literaturę, wybrano 7 par mięśniowych, mających największy wpływ na ruchomość odcinka szyjnego. Skrótem PCSA, w Tabeli 2, oznaczono powierzchnię przekroju fizjologicznego mięśnia, wyrażoną w jednostce – cm^2 .

Tabela 2. Wartości sił rozwijanych przez mięśnie [8]

Mięsień odcinka szyjnego	f [N/cm ²]	PCSA- prawy [cm]	PCSA- lewy [cm]	F _m - prawy [N]	F _m - lewy [N]
Mięsień czworoboczny	30	10,95	11,06	328,5	331,8
Mięsień mostkowo- obojczykowo-sutkowy	30	3,64	3,96	109,2	118,8
Mięsień półkolcowy głowy	30	0,93	0,94	27,9	28,2
Mięsień płatowaty głowy	30	0,94	0,95	28,2	28,5
Mięsień skośny dolny głowy	30	1,91	1,85	57,3	55,5
Mięsień prosty tylny większy głowy	30	1,08	1,06	32,4	31,8
Mięsień pochyły środkowy	30	1,88	1,87	56,4	56,1

Działanie powyższych par mięśniowych opiera się na zginaniu lub odwodzeniu głowy ku tyłowi. Są to naturalne mechanizmy przeciwdziałające uszkodzeniu szyjnego odcinka kręgosłupa w czasie gwałtownego odchylenia głowy do przodu na skutek nagłego szarpnięcia. W analizie przyjęto wartość siły obciążającej układ na poziomie 800 N, towarzyszącej procesowi gwałtownego pochylenia głowy, w chwili niespodziewanego zdarzenia, jakim jest na przykład nagłe hamowanie w środkach komunikacji.

3. ANALIZA OTRZYMANYCH WYNIKÓW

Na podstawie otrzymanych rezultatów dokonano analizy wyników z uwzględnieniem dwóch różnorodnych modeli. W Tabeli 3 przedstawiono otrzymane maksymalne wartości występujące w modelu odcinka szyjnego kręgosłupa przed i po resekcji krtani.

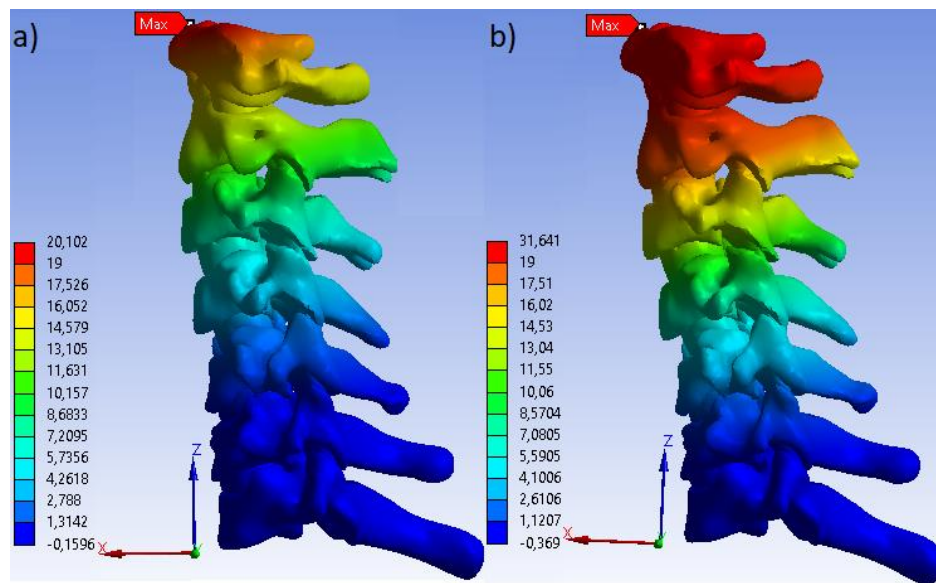
Tabela 3. Zestawienie wielkości otrzymanych z obliczeń w programie ANSYS Workbench

Parametr	Model kręgosłupa z krtanią		Model kręgosłupa z niespojonym łukiem C1 i usuniętą krtanią
U_{sum} [mm]	20,60		32,38
U_x [mm]	20,10		31,60
U_y [mm]	4,43		6,75
U_z [mm]	9,03		12,9
σ_{HMH} [MPa]	135,27		192,62
σ_1 [MPa]	MAX	96,30	178,99
	MIN	-30,08	-34,25
σ_3 [MPa]	MAX	41,92	66,98
	MIN	-140,25	-228,91
ϵ_1 [mm/mm]	MAX	0,64	0,85
	MIN	-0,002	-0,002
ϵ_3 [mm/mm]	MAX	0,01	0,01
	MIN	-1,27	-1,48

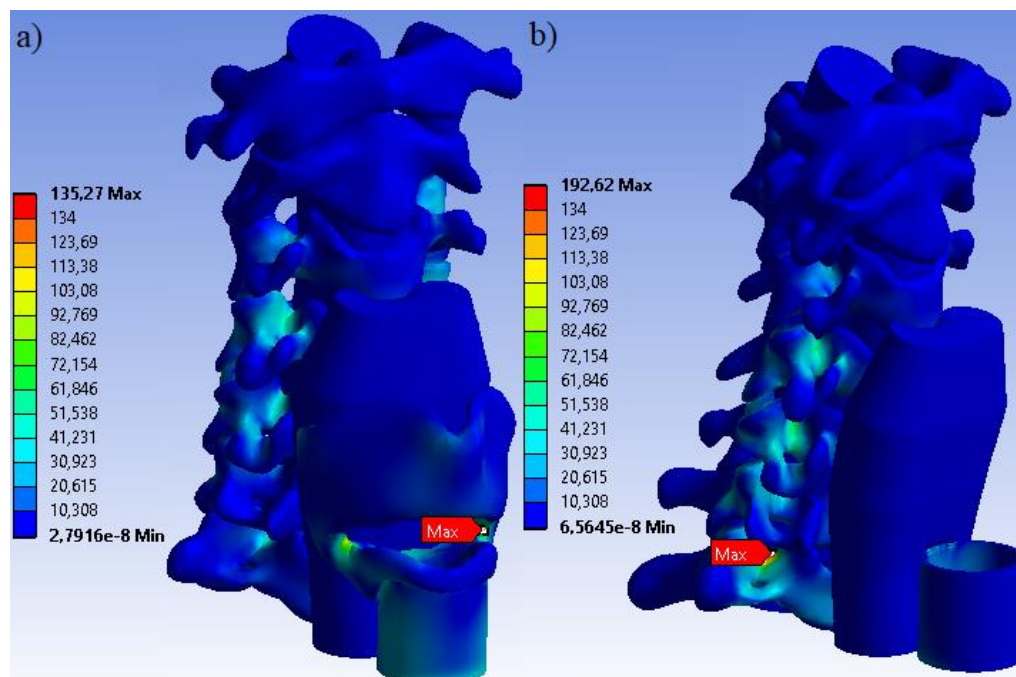
Efektom zastosowania w jednym modelu niespojenia łuku C1 oraz resekcji krtani na modelu kręgosłupa, było otrzymanie przemieszczenia o 11,78 [mm] większego w rejonie dwóch pierwszych kręgów szyjnych niż w przypadku modelu kręgosłupa zbudowanego prawidłowo pod względem anatomicznym. Mapę rozkładu przemieszczeń całkowitych przedstawiono na Rys. 2.

Naprężenia zredukowane według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (Rys. 3) występujące w model kręgosłupa z uwzględnionymi wadami genetycznymi oraz konsekwencji leczenia nowotworu złośliwego w porównaniu z modelem zdrowym, powiększyły się o 57,32 [MPa] w obrębie połączeń trzonu kręgu z wyrostkiem stawowym. Różnica wynikająca z zamodelowanych wad genetycznych spowodowała, więc powiększenie występującego naprężenia zredukowanego o 42,37%.

Odkształcenie w kierunku głównym zwiększyło się o 21% w porównaniu do wyjściowego stanu modelu zbudowanego prawidłowo pod względem anatomicznym (Rys. 4).



Rys. 2. Mapy rozkładu przemieszczeń całkowitych dla modelu kręgosłupa: a) z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani

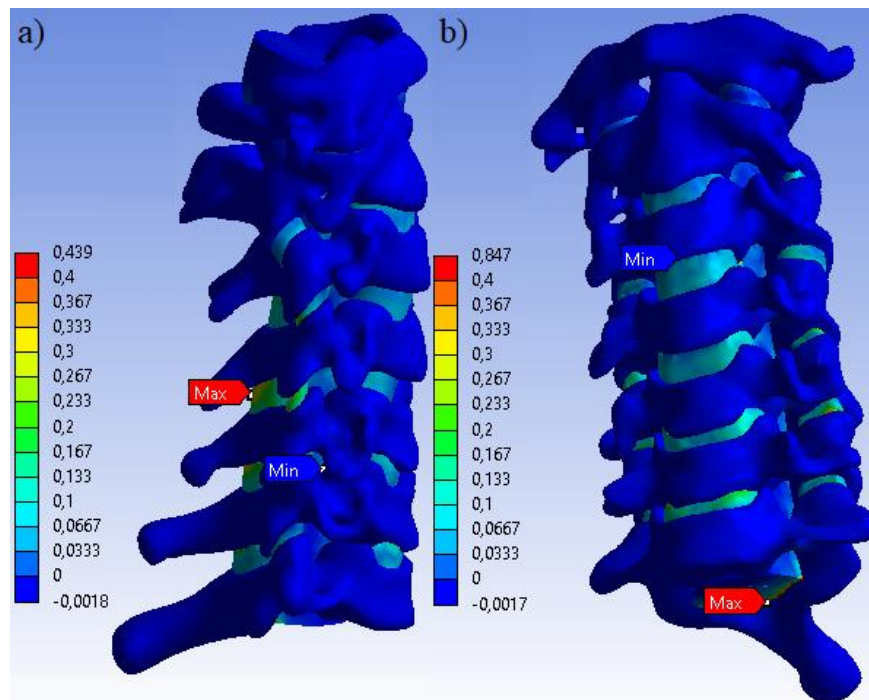


Rys. 3. Mapy rozkładu naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego dla modelu kręgosłupa: a) wraz z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani

4. WNIOSKI

Przygotowane opracowanie pozwoliło na szczegółową analizę parametrów wytrzymałościowych. Model kręgosłupa wraz z krtanią został obciążony wybranymi parami mięśni, których działanie miało przeciwdziałać skutkom przyłożonej do ciała siły. Analiza modelu pozwoliła na stwierdzenie, iż przyłożenie do ciała siły, nie skutkowało dla struktur krytycznymi wielkościami parametrów. Maksymalne wartości osiągnięte w rejonie krtani,

miały charakter punktowy i wynikały ze złożonej budowy badanych geometrii. W obszarze modelu nie doszło do przekroczenia zakresu wytrzymałości użytego dla odcinka kręgosłupa



Rys. 4. Mapy rozkładu odkształceń w kierunkach głównych ϵ_1 wyizolowanego modelu kręgosłupa: a) z krtanią, b) z niespojonym łukiem C1 oraz po usunięciu krtani

materiału, gdzie w przypadku kości korowej wytrzymałość na rozciąganie to przedział wielkości 90-170 [MPa].

Po usunięciu geometrii krtani oraz dodania schorzenia w postaci niespojenia łuku C1, model poddano identycznej sile, która w skutkach miała minimalizować przyłożone siły pochodzenia odmięśniowego. W tym przypadku można wyróżnić znaczące zmiany w każdym analizowanym parametrze. W górnej części modelu, a dokładnie w obrębie kręgów C1 i C2 doszło do najwyższych przemieszczeń całkowitych. Po przeanalizowaniu przemieszczeń występujących kierunkowo względem przyjętego układu współrzędnych, najwyższe przesunięcie nastąpiło w osi x, czyli dokładnie w kierunku po jakim został przyłożony wektor siły. Największe różnice zauważalne są w obszarze naprężeń głównych, gdzie wartości zwiększyły się niemal dwukrotnie. Krytyczne wartości przekraczające granicę wytrzymałości dla tkanki kostnej (powyżej 170 [MPa]) zarejestrowano lokalnie, w obszarach wyrostków poprzecznych oraz w miejscu przewężenia w rejonie krtani. W pozostałych strukturach pojawiły się wielkości z przedziału 148-160 [MPa], co znaczy, że kręgi znajdują się na granicy wytrzymałości na rozciąganie. Wytężenie w kręgach znajduje się, na poziomie wytrzymałości dla tych struktur. Duże wartości analizowanych parametrów odnotowywane były w rejonie kręgów C6 i C7, co świadczy, iż najmniejszą koncentracją w przypadku kręgosłupa po resekcji krtani uległ górny odcinek, a najmocniej obciążona została jego podstawa. Podsumowując wyniki otrzymane dla tego modelu można zauważyć, iż brak struktury chrzęstnej stabilizującej przednią część kręgosłupa szyjnego wpływa na jego charakterystykę mechaniczną. Brak krtani przyczynia się do zwiększenia wartości naprężeń oraz występowania w tym rejonie odkształceń kierunkowych, które na skutek niespodziewanego zdarzenia jakim jest mocne pochylenie głowy do przodu mogą przyczynić

się do pęknięcia struktur łączących trzon kręgu z wyrostkami stawowymi. W konsekwencji tego może dojść do różnego rodzaju powikłań wynikających z kruchego przerwania ciągłości tkanki kostnej, zwłaszcza w dolnej części odcinka szyjnego kręgosłupa. Jednocześnie resekcja krtani połączona z wadą wrodzoną w postaci niespojonego łuku C1, nie wpłynęła na naprężenia występujące w obrębie rdzenia kręgowego [10].

Inspiracją do poruszenia powyższego zagadnienia była rozmowa z biegłym medycyny sądowej, u którego zainteresowanie wzbudził przypadek śmierci, po pęknięciu kręgu C1 u mężczyzny po zabiegu resekcji krtani. Żadna ogólnodostępna literatura nie porusza zagadnienia wpływu usunięcia krtani na pogorszenie własności wytrzymałościowych odcinka szyjnego kręgosłupa. Powołując się na słowa lekarzy o domniemanym wpływie, postanowiono przeprowadzić badania, mogące uzupełnić „lukę literaturową” odnośnie powyższego zagadnienia.

LITERATURA

- [1] <https://zdrowie.pap.pl/senior/zycie-bez-krtani-wciaz-mozna-niezle-zyc-choc-inaczej> (dostęp na dzień 11.06.2020)
- [2] Bochenek A.: Anatomia człowieka, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2007
- [3] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa u człowieka, Aktualne Problemy Biomechaniki nr 5, 2011, s. 165-170
- [4] Stachowiak E., Balin A., Bielecki T., Wodarski P.: Wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy niestabilności rzepki, XI Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej, 2014, s. 117-118
- [5] Wheatley B. B., Morrow D. A., Odegard G. M., Kaufman K. R., Donahue T. L. H.: Skeletal muscle tensile strain dependence: hyperviscelastical nonlinearity, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2015, p. 445-454
- [6] Lee K. H., Duffy P. S., Bieber A. J.: Deep Brain Stimulation: Indications and Applications, CRC Press, Stanford, 2016
- [7] Zwirner J., Scholze M., Hammer N.: Mechanical Properties of Human Dura Mater in Tension – An Analysis a tan Age Range of 2 to 94 Years, Scientific Reports, 2019
- [8] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologi Eksploatacji-PIB, Radom, 2011, s. 139-194
- [9] Buśkiewicz J.: Podstawy konstrukcji w protetyce, Akademicka Oficyna Wydawnicza, AGH, 2008, s. 11-12
- [10] Bakshi A., Fischer O., Dagci T.: Mechanically engineered hydrogel scaffolds for axonal growth and angiogenesis after transplantation in spinal cord injury, Journal of Neurosurgery, 2004

NUMERICAL ANALYSIS OF THE IMPACT OF LARYNGEAL RESECTION ON THE STRENGTH PROPERTIES OF THE CERVICAL SPINE

Abstract: The main purpose of this thesis was to show dependencies between disfunctions in the cervical spine area and a stability of the head of a patient, who was additionally subjected to larynx resection due to malignant tumor. The examination allowed to determine whether presence or absence of a larynx has an impact on the location of the head's center of gravity and mechanisms of loads; this was achieved by means of numerical analysis carried out on a healthy patient.

Bazyli LECZKOWSKI¹, Piotr FALKOWSKI^{1,2}

¹Instituto Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej, Politechnika Warszawska, Warszawa

²Sieć Badawcza Łukasiewicz – Przemysłowy Instituto Automatyki i Pomiarów PIAP, Warszawa

ANALIZA KINEMATYCZNA RUCHÓW KOŃCZYNY GÓRNEJ W CELU OPRACOWANIA TESTOWEGO TRENINGU FUNKCJONALNEGO DO ZASTOSOWAŃ W ZROBOTYZOWANEJ REHABILITACJI RUCHOWEJ

Streszczenie: Artykuł przedstawia uniwersalną metodę umożliwiającą analizę ruchu kończyny górnej podczas motorycznego treningu funkcjonalnego, w którym równocześnie mobilizowane jest wiele stopni swobody stawów, na podstawie nagrań z niezależnych kamer. W artykule przedstawiony został algorytm przetwarzania wideo do przebiegów czasowych poszczególnych zmiennych złączowych modelu kończyny. Opracowana metoda może zostać wykorzystana do wspomaganego komputerowo analizy poprawności ruchów, która ma zastosowanie w zdalnej rehabilitacji domowej, w tym funkcjonalnej terapii zrobotyzowanej.

Słowa kluczowe: kinematyka kończyny górnej, rehabilitacja funkcjonalna, rehabilitacja zrobotyzowana, modelowanie ruchu człowieka

1. WSTĘP

W trakcie pandemii COVID-19 uwidoczniły się niedostrzegane dotąd słabości wielu różnych dziedzin – urbanistyki, przemysłu, sportu czy medycyny, jak również wielu innych. Niektóre z tych branż przeszło w trakcie trwającego kryzysu gruntowne zmiany w obszarze transformacji cyfrowej, jednak nie wszystkie w zadowalającym stopniu. Powodem tego była przede wszystkim konieczność zastosowania dystansowania społecznego czy też podejmowania znaczących decyzji w warunkach głębokiej niepewności, a także brak wcześniejszego przygotowania technologii do konkretnych potrzeb i dostosowania związanej z tym infrastruktury, co doprowadziło do niewydolności wielu systemów [3].

W czasie trwania pandemii koniecznością jest ograniczanie kontaktów międzyludzkich [4], co utrudnia również prowadzenie rehabilitacji motorycznej, do której wymagany jest bezpośredni kontakt terapeuty z pacjentem. W wyniku szybkiego postępu cywilizacyjnego, wycinki lasów oraz najszybszej w dziejach ekspansji terenów zajmowanych przez ludzi ryzyko wybuchu kolejnej pandemii rośnie z każdym rokiem [7]. Potrzebne jest więc opracowanie skutecznego sposobu rehabilitacji domowej, co pozwoliłoby nie tylko

przygotować się na wypadek wybuchu kolejnego kryzysu, ale ułatwiłoby znacząco proces rehabilitacji w warunkach codziennych. Korzystnym wydaje się wykorzystanie w tym celu terapii funkcjonalnej, polegającej na ćwiczeniu wykonywania codziennych czynności, takich jak chodzenie czy odbieranie telefonu, wymuszających jednoczesnych ruch w wielu stawach [5], która w formie zrobotyzowanej pozwala na efektywną rehabilitację [2].

Celem badania jest opracowanie metody pozwalającej na uzyskanie informacji o rotacjach występujących w stawach podczas wykonywania ruchów kończyną górną, wykorzystując w tym celu wyłącznie proste, ogólnodostępne narzędzia. Wysoka dostępność metody ma na celu umożliwienie wykorzystanie jej do opracowania metod zdalnej rehabilitacji domowej czy też wspomaganiej komputerowo analizy ruchów wykonywanych przez pacjenta.

2. METODA

2.1 Zestaw pomiarowy

Do opracowania metody wybrany został ruch kończyny górnej wykonywany przy podnoszeniu szklanki w pozycji stojącej, ponieważ angażuje on równocześnie wszystkie modelowane stopnie swobody, a jednocześnie podczas jego rejestracji niektóre punkty charakterystyczne kończyny zostają przez nią zasłonięte. Pozwala on więc na opracowanie metody uniwersalnej, mającej również zastosowanie do analizy ruchów prostszych. Podzielony on został na fazy, w których wyróżnić można cztery charakterystyczne konfiguracje: a - pozycja startowa, b – podniesienie szklanki, c – przechylenie szklanki, d – odłożenie szklanki.

Ruch zarejestrowany został z użyciem trzech kamer o rozdzielczości 1080p i nagrywających odpowiednio w 25, 27 i 30 klatkach na sekundę ustawionych w przybliżeniu ortogonalnie względem siebie, jednak celowo bez dokładnego ich pozycjonowania. Schemat stanowiska przedstawiony został na Rys.1

Podczas prób analizowany był ruch ręki dominującej 21-letniej osoby leworęcznej, ważącej 103 kilogramy i mierzącej 203 centymetry wzrostu, o długościach ramienia $l_r = 338$, przedramienia $l_p = 290$ oraz od nadgarstka do punktu chwytania $l_d = 105$. Taki dobór założeń ma pozwolić na opracowanie uniwersalnej metody odpowiedniej do zastosowania dla osoby o dowolnej ręce wiodącej, wzroście oraz dla dowolnego ruchu kończyny górnej.

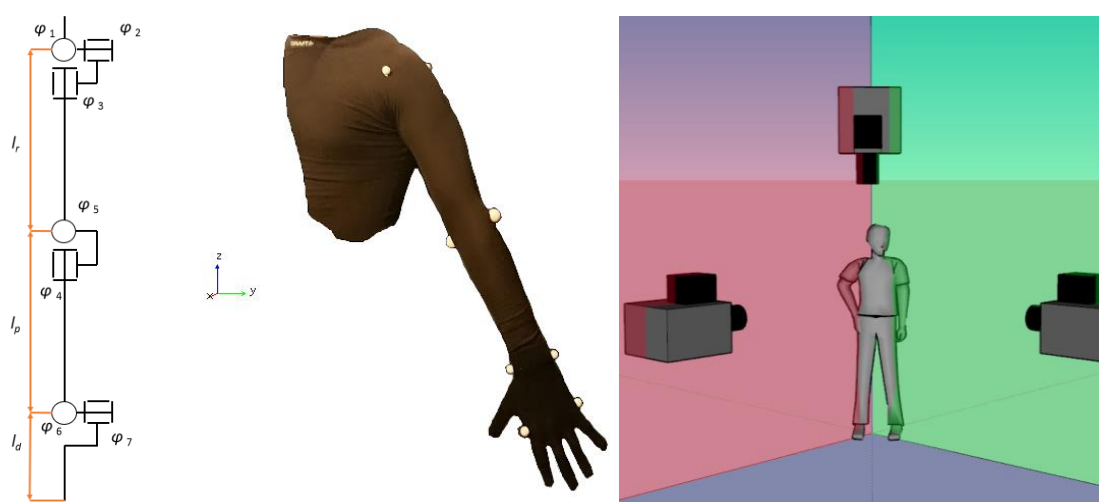
2.2 Rejestracja ruchu

Wybrana sekwencja ruchowa została wykonana dwukrotnie i była nagrana trzema nieruchomymi kamerami, znajdującymi się kolejno: równoległe do płaszczyzny poprzecznej, nad osobą wykonującą ruch (nazywana dalej kamerą pierwszą, górną); pod kątem około 30° od płaszczyzny strzałkowej w stronę ręki asystującej (nazywana dalej kamerą drugą, przednią); pod kątem około 60° od płaszczyzny czołowej w stronę ręki dominującej (nazywana dalej kamerą trzecią, lewą). W celu zwiększenia dokładności śledzenia przemieszczenia poszczególnych stawów na kończynie umieszczono znaczniki wyprodukowane techniką druku 3D, metodą FDM, z białego filamentu PLA, w kształcie ściętych sfer o średnicach 15 mm i 30 mm. Zostały one zamocowane w osiach obrotu poszczególnych stawów, po dwóch przeciwległych stronach kończyny, a ich schematyczne rozmieszczenie wraz z przyjętym układem współrzędnych oraz modelem kinematycznym

kończyny o siedmiu stopniach swobody (DOF) przedstawia Rys.1. Większe znaczniki umieszczone zostały po dwóch stronach łokcia w celu ułatwienia śledzenia ich ruchu.

2.3 Odczytanie ruchu znaczników

Analiza ruchu przeprowadzona została klatka po klatce. Każdorazowo do odczytania pozycji znaczników wykorzystywane zostały trzy nagrania. Metoda ta pozwala na odczytanie położenia znacznika w przestrzeni trójwymiarowej. W szczególnych przypadkach powinno to być możliwe przy użyciu nagrań wyłącznie z dwóch kamer, jednak nagranie z dodatkowej kamery pozwoli na wyznaczenie położenia punktów charakterystycznych w przypadku, gdy będzie on zasłonięty na jednym z dwóch wcześniejszych nagrań. Pozycja znaczników na nagraniach została wyznaczona z wykorzystaniem programu *Tracker*, darmowego oprogramowania w licencji Open Source, z wykorzystaniem funkcji automatycznego śledzenia o szybkości ewolucji 20%. Położenia punktów zostały przeniesione z programu *Tracker* do arkusza *Excel* i wczytane do programu *MatLab*. Na potrzebę analizy danych przyjęto, iż oś X prawoskrętnego układu współrzędnych skierowana jest w kierunku osi strzałkowej ludzkiego ciała o zwrocie przed ciało, oś Z układu współrzędnych skierowana jest zgodnie z kierunkiem osi pionowej i zwrotem ku górze.



Rys.1 Schemat kinematyczny modelu, rozmieszczenie znaczników na kończynie i schemat stanowiska

2.4. Wyznaczenie położenie znaczników

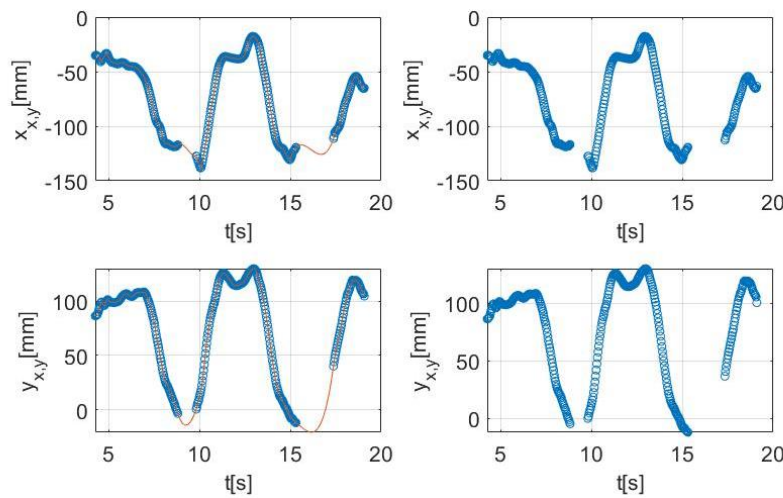
Proces wyznaczania położenia poszczególnych punktów w przebiegach czasowych został opisany poniżej. Składał się on z kolejnych czynności:

- Synchronizacji przebiegów wyznaczonych z nagrań;
- Wstępnej obróbki zsynchronizowanych przebiegów;
- Numerycznego wyznaczenia położenia poszczególnych punktów charakterystycznych;
- Końcowej obróbki uzyskanych przebiegów czasowych położenia punktów;
- Analizy poprawności wyznaczonych przebiegów czasowych położenia punktów.

Pomimo zastosowania trzech identycznych kamer, liczby klatek na sekundę w poszczególnych nagraniach różniły się. Przez punkty poprowadzono więc krzywe typu spline kubiczny, które zostały następnie poddane procesowi próbkowania co 1/25 s, co

odpowiada częstotliwości wyświetlania klatek z najwolniejszej kamery. Na Rys.2 przedstawiono dla przykładu odczytane przebiegi znacznika umieszczonego po zewnętrznej stronie łokcia widzianego z góry, wraz z dopasowanymi krzywymi typu spline oraz wykresy po próbkowaniu krzywych w odpowiednich przedziałach.

Sześć z ośmiu znaczników było widoczne przez znaczną część trwania ruchu na wszystkich trzech kadrach, dwa pozostałe punkty widoczne były przez całość trwania ruchu tylko na dwóch. Dla każdego znacznika widzianego w danym momencie w trzech kadrach istnieją trzy zestawy przebiegów po dwa przebiegi w każdym. W celu znalezienia położenia punktu użyta została nieliniowa optymalizacja numeryczna bez ograniczeń, minimalizująca funkcję celu L_1 metodą Lavenberg'a-Marquardt'a [8], szukająca punktu o trzech współrzędnych \hat{x} , \hat{y} i \hat{z} . Zastosowana minimalizowana funkcja celu L może zostać wyrażona wzorem 1, gdzie i_j to i -ta współrzędna zarejestrowana j -tą kamerą.



Rys.2 Przebiegi znacznika z jednej kamery przed i po dyskretyzacji dopasowanej krzywej (od lewej)

Zastosowanie takiej optymalizacji nie jest jednak możliwe, gdy punkt widoczny jest tylko z dwóch kamer, ponieważ ze względu na niedokładność ustawienia kamer czy paralaksę przebieg byłyby przesunięty.

$$\begin{aligned}
 d_1 &= (x_1 - \hat{x})^2 + (y_1 - \hat{y})^2 \\
 d_2 &= (y_2 - \hat{x})^2 + (z_2 - \hat{z})^2 \\
 d_3 &= (x_3 - \hat{y})^2 + (z_3 - \hat{z})^2 \\
 L_1 &= d_1 + d_2 + d_3
 \end{aligned} \tag{1}$$

Znaczniki widoczne w danej chwili na jedynie dwóch rzutach podzielić można na dwie grupy - zasłonięte na jednym rzucie chwilowo (były lub za chwile będą widoczne we wszystkich kadrach) oraz nigdy niewidoczne na wszystkich ujęciach. Algorytm zastosowany do wyznaczenia położenia znaczników w przestrzeni pierwszym przypadku:

1. Znaleziona zostaje chwila czasowa t_1 , będąca najbliższą chwili t_0 (czyli chwili w której szukamy położenia znacznika), w której punkt widoczny był na trzech nagraniach;
2. Zostaje przeprowadzona przedstawiona wcześniej optymalizacja dla położenia punktu widocznego w trzech kadrach, w wyniku której uzyskujemy punkt \hat{X}_{t_1} będący reprezentacją położenia znacznika w chwili t_1 ;

3. Dla chwili t_1 zostaje przeprowadzona optymalizacja położenia znacznika, tym razem jednak składnik funkcji celu (równanie 1) odpowiadający rzutowi, w którym w chwili t_0 znacznik był niewidoczny, jest równy 0. Procedura zwraca punkt $\hat{X}_{t_1}^*$;
4. Stworzony zostaje wektor $\bar{u} = \hat{X}_{t_1} - \hat{X}_{t_1}^*$;
5. Dla znaczniki w chwili t_0 zostaje przeprowadzona optymalizacja na podstawie dwóch rzutów, analogicznie jak w punkcie 3. W wyniku optymalizacji powstaje punkt $\hat{X}_{t_0}^*$;
6. Punkt $\hat{X}_{t_0}^*$ zostaje przesunięty o wektor \bar{u} , to znaczy $\hat{X}_{t_0} = \hat{X}_{t_0}^* + \bar{u}$.

W drugim przypadku zastosowany algorytm jest analogiczny, z tą różnicą, że do znalezienia wektora \bar{u} w punktach 1-3 użyty został znacznik znajdujący się po przeciwnej stronie stawu do znacznika analizowanego.

2.5. Rozwiązanie zadania kinematyki odwrotnej

Zadanie kinematyki odwrotnej, polegające na wyznaczeniu zmiennych złączowych φ , rozwiązane jest numerycznie z wykorzystaniem programu *Adams*. W tym celu zaprojektowany został uproszczony model wielocłonowy kończyny górnej o siedmiu stopniach swobody, składający się z trzech ciał sztywnych połączonych przegubami kulistymi z odebranymi wybranymi stopniami swobody. Przyjęty schemat kinematyczny układu jest zgodny z przedstawionym na Rys.1. Aby zadanie posiadało jednoznaczne rozwiązanie, koniecznym jest zadanie siedmiu wymuszeń kinematycznych. Kluczowe jest więc znalezienie położenia punktu charakterystycznego dłoni oraz przebiegu czasowego rotacji jednego wybranego stopnia swobody kończyny.

Położenie środka każdego stawu kończyny górnej wyznaczone zostało jako średnia położenia znaczników znajdujących się po jego dwóch stronach. Następnie od wszystkich położen odjęto położenia środka barku, aby w każdej chwili czasowej stanowił on punkt (0,0,0) układu współrzędnych.

W celu zminimalizowania różnic długości w kończynie ponownie wykorzystana została nieliniowa optymalizacja numeryczna bez ograniczeń, minimalizująca funkcję celu L_2 metodą Lavenberg'a-Marquardt'a. Funkcja ta miała uwzględniać zarówno odległość szukanego środka stawu od znaczników przymocowanych po jego bokach, jak i różnicę długości uzyskanej dla danej chwili długości części kończyny górnej a zmierzoną długością tej części u osoby która wykonywała rejestrowany ruch. Rzeczona funkcja celu L_2 wyrażona została więc wzorem 3, gdzie: \hat{l}_d jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka dłoni; \hat{l}_l jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka łokcia; \hat{l}_n jest i -tą współrzędną wyznaczonego środka nadgarstka; x^o, y^o, z^o są optymalizowanymi współrzędnymi; l_d, l_p i l_r to długości kończyny w modelu wynikające z różnicy odległości między wyznaczonymi położeniami znaczników; δ_d, δ_p oraz δ_r to arbitralnie dobrane współczynniki.

$$\begin{aligned}
 d_l &= (\hat{x}_l - \hat{x}_l^o)^2 + (\hat{y}_l - \hat{y}_l^o)^2 + (\hat{z}_l - \hat{z}_l^o)^2 \\
 d_n &= (\hat{x}_n - \hat{x}_n^o)^2 + (\hat{y}_n - \hat{y}_n^o)^2 + (\hat{z}_n - \hat{z}_n^o)^2 \\
 d_d &= (\hat{x}_d - \hat{x}_d^o)^2 + (\hat{y}_d - \hat{y}_d^o)^2 + (\hat{z}_d - \hat{z}_d^o)^2 \\
 L_2 &= d_l + d_n + d_d + \delta_d * (\hat{l}_d - l_d)^2 + \delta_p * (\hat{l}_p - l_p)^2 + \delta_r * (\hat{l}_r - l_r)^2
 \end{aligned} \tag{3}$$

Znając położenia wszystkich środków stawów wyznaczone zostało położenie środka ręki oraz kąty obrotów w przestrzeni α wokół osi X, β wokół osi Y' oraz γ wokół osi Z''. Aby rozwiązać zadanie odwrotne kinematyki, należy zadać jeszcze jeden ruch. Jako dodatkowe

wymuszenie, potrzebne do jednoznacznego określenia kinematyki modelu, wykorzystany został ruch środka łokcia wzdłuż osi Y, ponieważ jest on stosunkowo niewielki.

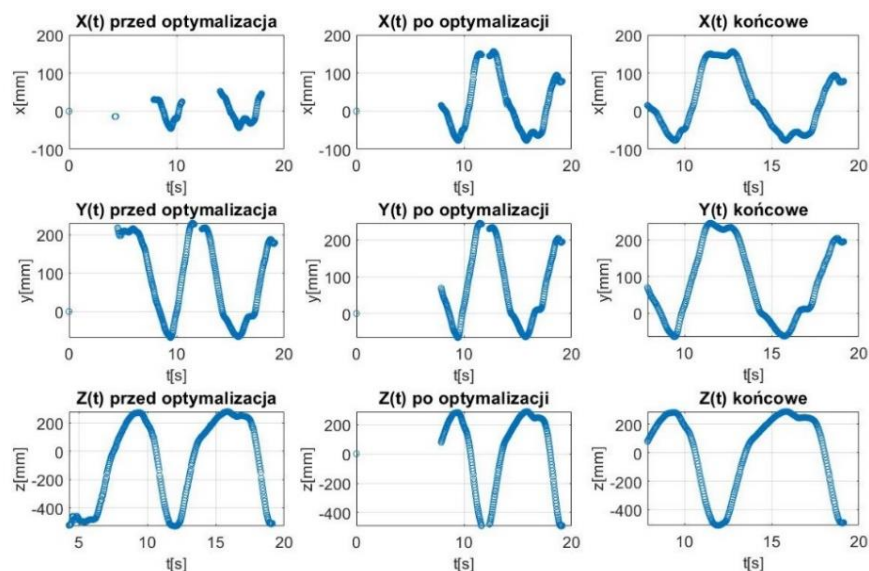
W przypadku analizy innego ruchu korzystnym może być zadanie jako wymuszenia ruchu łokcia wzdłuż innej osi. Cztery etapy odtworzonego ruchu rozstały przedstawione na Rys. 3. Stworzony w programie *Adams* model pozwala na uzyskanie w prosty sposób przebiegów kątów sterujących.



Rys.3 Kolejne fazy odtworzonego ruchu (od lewej a, b, c i d; opisane powyżej)

3. WYNIKI

Efektom pierwszej fazy analizy ruchu było wyznaczenie trajektorii ruchu wszystkich punktów charakterystycznych kończyny (ze znacznikami) opisanej w układzie kartezjańskim o środku w stawie barkowym. Na Rys.4 porównane zostały zarejestrowane przebiegi ruchu znacznika znajdującego się po zewnętrznej stronie nadgarstka na różnych etapach przetwarzania – po zarejestrowaniu, po zastosowaniu opisanego w poprzedniej sekcji algorytmu uzupełniania brakujących punktów w zarejestrowanych przebiegach czasowych oraz w postaci ostatecznie wyznaczonej trajektorii.



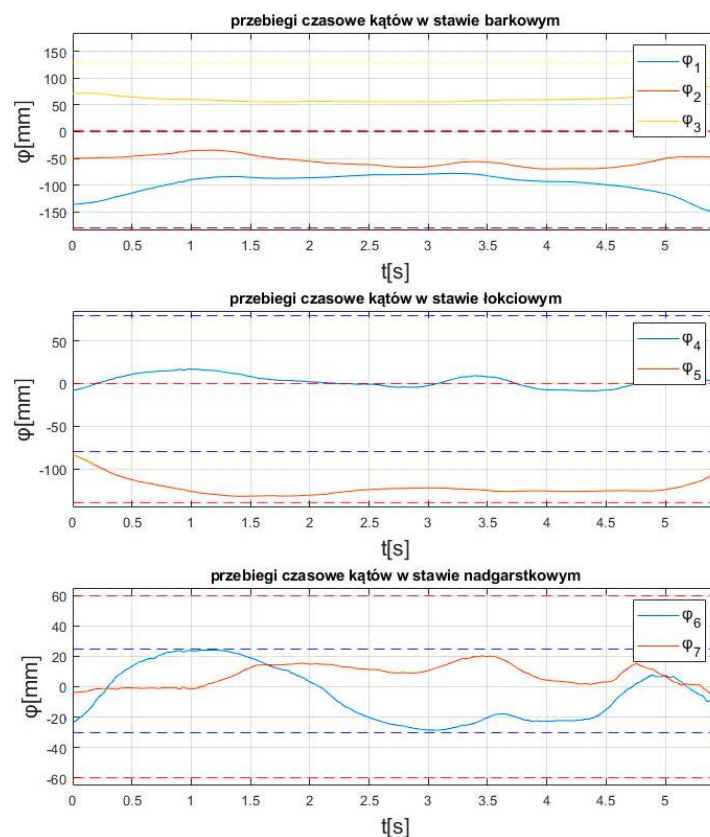
Rys.4. Ruch przykładowego znacznika na różnych etapach –po zarejestrowaniu, po uzupełnieniu brakujących punktów, ostateczna trajektoria (od lewej)

Finalnym rezultatem prac badawczych było wyznaczenie przebiegów współrzędnych złączowych modelu kończyny, opisujących ruch w poszczególnych stawach. Zostały one zestawione na Rys. 5 wraz z maksymalnymi wartościami dopuszczalnymi dla tych rotacji [6].

4. DYSKUSJA

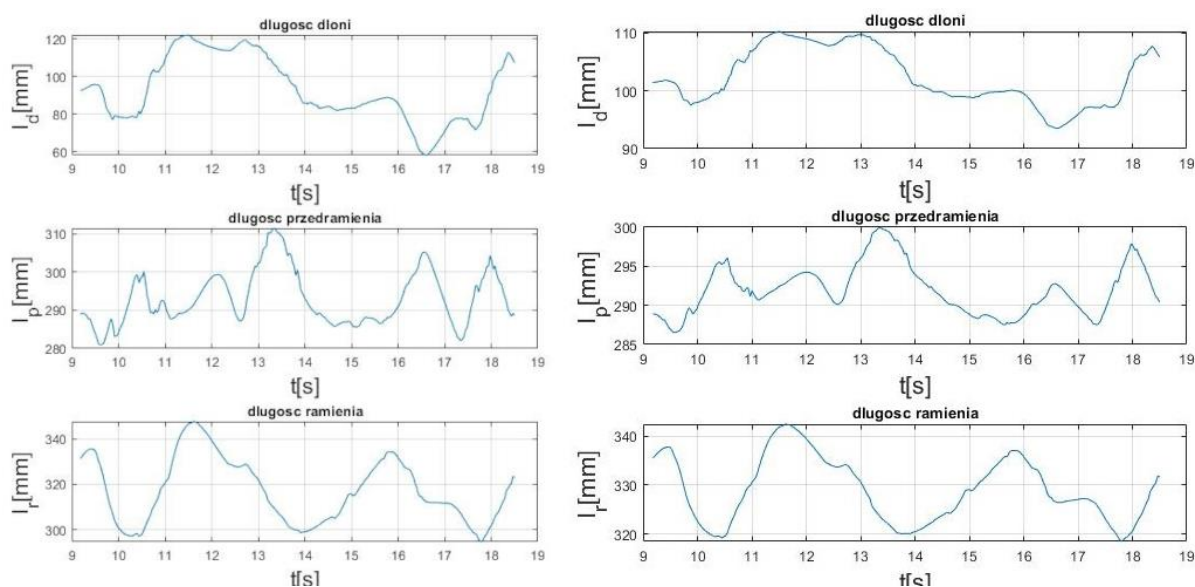
Głównym problemem podczas przetwarzania zarejestrowanych sygnałów są ich nieciągłości powodowane przysłanianiem punktów charakterystycznych kończyny przez nią samą, a także początkowo pojawiające się szумы w wyznaczonych trajektoriach, wynikające z niedokładności automatycznego śledzenia. Na wykresach widać, że w fazie a-b pierwszego rejestrowanego przebiegu znacznik widoczny był tylko na jednym z kadrów, co uniemożliwia znalezienie jego pozycji w przestrzeni, w tym czasie. Został on również zasłonięty dla dwóch kamer na kilka klatek nagrania w fazie b-c w obu zarejestrowanych przebiegach. Aby zniwelować nieciągłości w dziedzinie czasu do punktów ponownie dopasowano gładką krzywą typu spline, którą następnie poddano procesowi próbkowania. W otoczeniu punktów dla których nadal widoczna była nieciągłość wykresu, zastosowano metodę średniej ruchomej. Metoda ta pozwoliła na skuteczne uzupełnienie krzywych o estymowane wartości położenia oddające ruch kończyny.

Poprawność wyznaczonych trajektorii została zweryfikowana obserwacyjnie na podstawie modelu wielocząłowego oraz porównując przebiegi kątowe rotacji w poszczególnych stawach względem ich wartości skrajnych (patrz Rys. 5). Ponieważ wszystkie mieszczą się



Rys.5 Kąty w stopniach swobody stawów (ciągłe) z wartościami granicznymi (przerwane)

w dopuszczalnych normach anatomicznych, wyznaczone krzywe charakteryzują się ciągłą pochodną, a ruch wygląda poprawnie, metoda została przyjęta jako poprawna. Ponadto różnice pomiędzy nominalnymi a wyznaczonymi dla modelu numerycznego długościami członów kończyny wprowadzone zostały jako dodatkowe metryki oceny poprawności metody. Ich wartości zostały zminimalizowane poprzez odpowiedni dobór parametrów δ_d , δ_p oraz δ_r , dzięki czemu nie przekroczyły one 20 mm, co widać na Rys.6. Takie różnice długości powinny pozwalać na wykorzystanie metody w większości zastosowań biomechanicznych, gdzie wysokie niedokładności są akceptowalne.



Rys.6. Zmiana długości części kończyny górnej w czasie przed i po optymalizacji

5. WNIOSKI

Uzyskana metoda umożliwia odtwarzanie nagranych ruchów kończyny górnej z dokładnością wystarczającą do większości zastosowań biomechanicznych. Do jej przeprowadzenia nie są wymagane skomplikowane urządzenia pomiarowe. Pozwala ona więc w stosunkowo prosty sposób uzyskać przebiegi złączowe dla modelu kończyny, co może zostać wykorzystane do analizy ruchów wykonywanych podczas rehabilitacji lub do sterowania egzoszkieletem [1] przeznaczonym do zdalnej domowej terapii funkcjonalnej.

Aby metoda była jak najdokładniejsza, rejestrowany ruch powinien odbywać się stosunkowo powoli, aby znaczniki nie ulegały rozmyciu na nagraniu. Warto również zastanowić się nad opracowaniem dokładnych wytycznych dotyczących rozstawienia kamer oraz rozmieszczenia znaczników.

LITERATURA

- [1].Bertomeu-Motos A., Blanco A. et al.: Human arm joints reconstruction algorithm in rehabilitation therapies assisted by end-effector robotic devices, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, no. 2018

- [2].Carpinella I., Lencioni T., Bowman T. et al.: Effects of robot therapy on upper body kinematics and arm function in persons post stroke: a pilot randomized controlled trial, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, no 17, 2020
- [3].Dwivedi Y. K. et al.: Impact of COVID-19 pandemic on information management research and practice: Transforming education, work and life. *International Journal of Information Management*, no. 55, 2020.
- [4].Greenstone M., Nigam V.: Does Social Distancing Matter?. *SSRN Electronic Journal*, 2020
- [5].Harvey R. (red.), Macko R. (red.), Stein J.l (red.), Winstein C. (red.), Zorowitz R. (red.): *Stroke Recovery and Rehabilitation*, Demos Medical Publishing, 2008, s. 267-286
- [6].Stubbs N., Fernandez J. et al.: Normative data on joint ranges of motion of 25- to 54-year-old males, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 12, 1993
- [7].Walsh M. G., Sawleshwarkar S., Hossain S. et al.: Whence the next pandemic? The intersecting global geography of the animal-human interface, poor health systems and air transit centrality reveals conduits for high-impact spillover, *One Health*, no. 11, 2020
- [8].Gavin H.: The Levenberg-Marquardt algorithm for nonlinear least squares curve-fitting problems, <http://people.duke.edu/~hpgavin/ce281/lm.pdf> (31.05.2021)

KINEMATIC ANALYSIS OF AN UPPER EXTREMITY MOTION FOR FUNCTION ORIENTATION WORKOUTS WITHIN THE ROBOT AIDED MOTOR REHABILITATION

Abstract: This paper presents a universal method of the motion analysis based on recordings from independent cameras. It is destined to the motor, function-oriented treatment of an upper limb within with multiple degrees of freedom mobilized simultaneously. The description contains a video processing algorithm aimed in computing time series of joint variables for the limb model. The developed method can be used for computer-aided analysis of the motion correctness; particularly useful for remote-home-rehabilitation, including function-oriented robot-aided therapy.

Anna MAŃKA¹, Patrycja ROMANISZYN-KANIA¹, Monika N. BUGDOL¹, Katarzyna NOWAKOWSKA-LIPIEC², Robert MICHNIK², Andrzej W. MITAS¹

¹Department of Medical Informatics and Artificial Intelligence, Faculty of Biomedical Engineering, Silesian University of Technology, Zabrze, Poland

²Department of Biomechatronics, Faculty of Biomedical Engineering, Silesian University of Technology, Zabrze, Poland

ASSESSMENT OF THE PHYSIOLOGICAL STATE DURING GAIT WITH METRORHYTHMIC STIMULATIONS

Abstract: The study aimed to examine the influence of providing information about reacting to the heard musical stimuli while treadmill walking on physiological signals of participants. The study group consisted of 30 adults: group 1 was not informed how to react, group 2 received an instruction to adjust the frequency of steps to the music. The gait was carried out on a Zebris FDM-S treadmill for various sound stimuli using the Empatica E4 band to acquire electrodermal activity and heart rate. Information about moving to the stimuli did not change how the subjects responded physiologically during the test.

Keywords: subject monitoring, psychophysiological state, EDA, HR, gait, rhythmic auditory stimulation

1. INTRODUCTION

Music, a permanent element of every person's life, affects feelings and functioning by inducing emotional, behavioral, and physiological changes. Experiencing an intense reaction to music, which stimulates proper autonomic systems contributes to the feeling of specific emotional states, is a frequent, repetitive, and universal phenomenon for humans. Despite the high degree of complexity of this occurrence, it is possible to observe the impact of the music on the listener by analysing physiological parameters [2, 12, 13]. This influence manifests in a faster heart rate, slower breathing rate, and reduced skin conductivity [1,8]. Music may affect how the heart works, which can be seen in changes in heart rate and heart rate variability [21]. Skin conductance responses can be used to measure autonomic expressions of emotions, including the music domain. Musical, emotional arousal can elicit and modulate skin conductance responses, but those are not sensitive to emotional clarity [9].

Listening to music is a complicated mechanism determined by brainstem reflexes, critical assessment, emotional spread, mental images, episodic memory, and musical expectations. However, it is not unique to the reception of music but shared by other bodies' cognitive functions [6]. Some types of music elements like rhythmic phrases synchronized with the

autonomic changes in physiological signals. Music can convey emotions by causing autonomic arousal during rhythmic fragments of the music [2, 8]. This musical phenomenon is also used in gait therapies, where a musical stimulus guides how to move correctly [19]. Considering the wide range of the body's reactions to music, it is essential to choose it appropriately for the therapy to obtain the best treatment results while ensuring that the music is pleasant for the patient [14, 18]. During therapy, the patient is influenced by many stimuli. It is important to know their impact on the patient and eliminate or limit harmful stimuli.

The aim of the study was to examine the influence of providing information about the way of reacting to the heard musical stimuli while treadmill walking on physiological signals of participants.

2. METHODS

2.1. Research group

The study group consisted of 30 adults without locomotor system disorders. The group was divided into two subgroups:

- group 1 (18 people: 15 females and 3 males, age: 22.4 ± 1.6 years, body mass: 64.2 ± 12.1 kg, body height: 170.3 ± 8.0 cm) - participants were not instructed how to react to sounds heard during the tests,
- group 2 (12 people: 7 female and 5 male, age: 26.4 ± 7.1 years, body mass: 67.9 ± 11.1 kg, body height: 170.5 ± 8.0 cm) - before the test, persons were instructed to try and adjust their stepping frequency to the rhythm of the music during the tests of gait on the treadmill.

The research took place in Laboratory of Biomechanics of the Human Locomotor System at the Faculty of Biomedical Engineering of the Silesian University of Technology in Zabrze.

2.2. Research protocol

In the experiment, 12 stages were distinguished, during which the subject performed various tasks related to walking and in the presence of different sound stimuli (Table 1). To reduce the impact of fatigue, repeatability of subsequent stages, and to normalize any deviations in physiological parameters, a short pause for the subject followed each experiment stage was introduced.

The gait tests were performed using a ZEBRIS FDM-T treadmill (ZebrisMedical GmbH, Isny, Germany). At the first stage, each participant adjusted their preferred velocity. First, the participant walked on the treadmill with a velocity set around 3 km/h, gradually increasing by 0.1 km/h until the participant reported preferred gait velocity. Next, this value was increased by 1.5 km/h and then gradually decreased by 0.1 km/h until the participant once again reported the preferred gait velocity. This procedure was repeated until the preferred gait velocity was set. This walk allows to set preferred velocity and to get the participant accustomed to the treadmill. Then, two two-minute gait measurements without rhythmic stimuli were recorded for each test subject. During these measurements, in half of the test duration, the walking velocity was changed from the preferred gait velocity (GP) to 20% faster than the preferred gait velocity (GF) or 20% slower than the preferred gait velocity (GS).

The following stages involved the recording of gait accompanied by various types of metro-rhythmic stimulation. During these tests, the treadmill velocity was adjusted to the value of preferable velocity declared by the participant. Before each presentation of a stimulus, the tested participant walked on the treadmill for 30 seconds. After this, a sound stimulus was played, and the participant walked for 60 seconds. The tests were performed with four types of stimulation [15, 16, 17]:

- GA - arrhythmic stimuli played at a rate of 120 BPM, time 4/4, ambient style. There are no accents in the stimulus, and the transitions between the different tones are smooth. The listeners could not sense tempo changes in respect of the effect on audio-motor synchronisation. The music had a relaxing function, which could influence the symmetry and cadence of the gait.
- GR - rhythmic stimuli played at a rate corresponding to gait frequency, determined during tests of preferable gait velocity, time 4/4, motivational music. Rhythmed periodic stimulus with accents in solid parts of the bar (quarter notes in the 1st and 3rd measures) and an 8-bar phrase. Additional non-accentuated rhythmic units were at regular intervals in the weak parts of the bar (quarter notes in the 2nd and 4th measure). The stimulation was motivating, characteristic of music played during sports training (e.g., aerobics).
- GR110 - GR stimuli played at a rate corresponding to gait frequency increased by 10%; the tempo was determined during gait tests at a preferable gait velocity.
- GR200 - GR stimuli played at a rate corresponding to doubled gait frequency; the tempo was determined during gait tests at a preferable gait velocity.

Table 1. Characteristics of experiment stages

Stage no.	Stimuli	Description	Duration [s]
1	none	preferred gait velocity set by participant	60
2	none	20% faster than preferred gait velocity	60
3	none	preferred gait velocity set by participant	60
4	none	20% slower than preferred gait velocity	60
5	none	average gait velocity	30
6	GA	arrhythmic music at a tempo consistent with average gait velocity	60
7	none	average gait velocity	30
8	GR	rhythmic music at a tempo consistent with average gait velocity	60
9	none	average gait velocity	30
10	GR110	rhythmic music 10% faster than average gait velocity	60
11	none	average gait velocity	30
12	GR200	rhythmic music 100% faster than average gait velocity	60

2.3. Data analysis

To acquire physiological signals, the Empatica E4 (Empatica Inc., Boston, United States) was used. This device allows raw recording data. Two signals from Empatica were analyzed: the skin Electrodermal Activity (EDA) and Heart Rate (HR). At the beginning of the study, the examined person was told to wear the device tight on his/her non-dominant hand, with electrodes placed on the bottom of the wrist and lined up under the middle and ring fingers. The device stays on the subject's wrist throughout the whole examination.

2.4. Signal processing

Electrodermal activity (EDA) is one of the most widely used response systems in all areas of psychology, psychiatry, and psychophysiology. It allows measuring the effects on sweat gland permeability, observed as changes in the skin's resistance to a small electrical current or differences in the electrical potential between different parts of the skin [4].

To analyse the EDA signal, primary parameters were determined based on the collected data and literature sources [5, 18]. For each subject, the processing of electrodermal activity consisted of several primary stages. First, the signal was divided into 12 parts to match the steps of the experiment (Table 1). Then, Z-score normalization based on the mean signal value and standard deviation was performed. To denoise the data, the wavelet transform with a maximum level of decomposition of $\log_2 N$ was used, where N is the number of signal samples. To detect Galvanic Skin Response (GSR), the Matlab toolbox distributed under the free GNU GPL license for EDA processing and analysis - EDA-master - was used. It allowed calculating the number of responses and their amplitude in a given part of the signal.

Throughout EDA analysis, it is essential to divide the signal into the tonic, phasic, and noise components [7]. This model proposed by Greco et al. allowed the calculation of a square measure of the discrepancies between the predicted and observed data. For the tonic component, linear regression was determined. This allowed to specify the general character of the analyzed part of the signal (increase/decrease) and compute its variability - the number of intersections of the original signal with the regression line. Additionally, basic parameters were determined for each segment of the analysed signal: the standard deviation (EDA.SD), responses per minute (EDA.rpm), number of GSR (EDA.GSR), the average energy of GSRs (EDA.enGSR), number of significant GRSs (EDA.sigGSR), the average energy of significant GSRs (EDA.avGSR), number of crossing points with regression line (EDA.cross), the square measure of the discrepancies between the predicted and observed data (EDA.obj).

By counting the number of heartbeats per minute (bpm), the heart rate informs about the body's current state, which reflects the work of individual organ systems under the influence of an external or internal factor. Due to this, heart rate can assess the intensity of physical activity or the power of another stimulus affecting the body [20].

In this study, the heart rate signal was determined from the blood volume pulse signal and pre-filtered by the algorithm proposed by Empatica E4. Each signal sample contains average heart rate values computed in spans of 10 seconds. The analysis method and list of parameters were determined based on the literature [3, 5]. First, the analysed signal was divided into 12 parts, depending on the successive stages of the experiment (Table 1). For each of these signal fragments, frames were determined for which parameters were calculated. A regression line was also selected for each frame. The obtained values for individual fragments were averaged to obtain one value for each parameter for each signal fragment. Parameters associated with linear regression were also determined for each fragment without dividing it into frames to

reflect the general character of the analyzed signal during a given experiment stage. Finally, the following parameters were determined for each signal fragment: average HR (HR.mean), standard deviation (HR.SD), 20 percentile (HR.20), 80 percentile (HR.80), quartile deviation (HR.QD), linear regression coefficient an (HR.a), linear regression coefficient b (HR.b), the number of crossing with linear regression line (HR.cross).

2.5. Statistical data analysis

First, descriptive statistics have been computed, including mean, standard deviation, minimum, first quartile, median, third quartile, maximum, interquartile range. The procedure was the same for each analyzed variable: if the required assumptions were fulfilled, ANOVA for repeated measurements was performed (sphericity: Mauchly test, normality: Shapiro-Wilk test). If the normality assumption was violated, then the Friedman test was carried out. In case the data in the compared groups were normally distributed, but the sphericity was not fulfilled, ANOVA with Huynh-Feldt Correction was performed. If the effect test gave a statistically significant result, the effect size (eta-squared) was calculated and its value interpreted. Appropriate post-hoc tests were carried out (pairwise Wilcoxon with Holm correction).

3. RESULTS

The results for selected study stages of the average values between the group with and without information are presented in table 2 and 3 for EDA and HR signal, respectively. Bold indicates statistically significant results between the groups.

Table 2. Electrodermal activity signal values averaged for each stage of the experiment

Stage no.	Subgroup	EDA. SD	EDA. rpm	EDA. GSR	EDA. enGSR	EDA. sigGSR	EDA. avGSR	EDA. cross	EDA. obj
2	Group 1	0.69	9.74	9.74	3.77	8.00	3.53	11.17	1.05
	Group 2	0.61	10.12	10.17	3.55	4.50	3.31	13.25	2.06
3	Group 1	0.76	9.02	9.06	3.32	7.67	3.30	11.22	4.73
	Group 2	0.65	9.96	10.00	3.33	5.17	3.02	13.00	1.39
5	Group 1	0.97	8.48	4.28	3.02	3.61	2.91	8.22	1.70
	Group 2	0.91	9.92	5.00	3.05	2.33	2.73	7.33	1.44
7	Group 1	0.96	9.48	4.78	5.10	3.94	4.98	7.44	4.45
	Group 2	0.95	7.93	4.00	3.38	2.75	3.19	6.51	0.93
8	Group 1	0.73	8.65	8.39	4.77	7.72	4.70	9.06	0.33
	Group 2	0.74	8.63	8.67	4.24	6.17	4.05	12.42	0.26
9	Group 1	0.96	10.14	5.11	5.61	4.78	5.54	7.56	4.01
	Group 2	0.94	7.11	3.58	3.54	2.83	3.39	7.67	0.22

For the EDA signal, it can be seen that statistically different results were obtained between the two study groups for the six study stages (which made up 50% of the whole experiment). Only one of these stages involved the use of rhythmic stimuli (stage 8 - rhythmic music at a tempo consistent with average velocity), the other four were stages of walking at a preferred velocity, and the last one was a stage of walking at a faster than preferred treadmill velocity. Depending on the stage of the experiment, EDA.SD, EDA.enGSR, EDA.sigGSR, EDA.avGSR, EDA.cross and EDA.obj allow distinguishing research groups.

Table 3. Heart rate signal values averaged for each stage of the experiment

Stage no.	Subgroup	HR. mean	HR. SD	HR.20	HR.80	HR. QD	HR.a	HR.b	HR cross
4	Group 1	107.29	1.95	105.31	109.25	1.64	0.02	106.68	4.11
	Group 2	97.17	1.36	95.83	98.55	1.12	-0.02	97.63	5.92

For the HR signal for only one stage of the study (which made up 8% of the whole experiment), statistically different results were obtained between the two study groups. It was stage 4, for which no sound stimuli were applied, and the velocity of the treadmill changed from the preferred by participants to 20% slower. The parameters allowed to differentiate the study groups at this stage were HR.mean, HR.20, HR.80, and HR.b. For the remaining stages, the cardiac signal parameters were similar for the participants of both groups.

4. DISCUSSION

The instructions given on moving to the heard sounds are not factors that stimulate the subjects' physiological responses. Most of the observed differences between the groups occurred for the stages without music, during which guidance did not apply. During these stages, it is likely that the subjects were more agitated for the reason they waited for the next step of the study with an unknown musical stimulus or tried to mobilize and prepare for it.

Instructions were given to subjects that they should adjust the frequency of taking steps to the rhythm of the stimulus is essential when analyzing the time and spatial parameters of the gait. The gait of participants who are not told how to respond to a stimulus was less variable in the auditory stages, indicating that they did not attempt to synchronize the frequency of taking steps to the pace of heard stimuli [17]. For instructed group, an increase in the frequency of steps taken by about 5% and the shortening of the gait cycle time by 0.05 seconds was observed. The highest gait frequency variability and cadence variation was observed in the instructed group during variously timed stimuli (GR110, GR200) [17]. These results show that the instructed persons attempted to synchronize the frequency of the steps taken to the rhythm of the music. A stimulus with a rhythm at a rate equal to the walking frequency causes symmetrization of stepping time. Still, this phenomenon occurs to a similar degree regardless of whether the subjects were informed how to react or not [16].

The use of music has a positive effect on the gait. Still, it seems appropriate to consider the musical preferences and the patient's reaction to music so that the musical stimulus supports and guides the subject during the examination. The stimuli used in such therapies should be non-burdensome for the respondents and pleasant to receive, so it is essential to detect the slightest signs of stress using physiological signals. It is important to understand how individual sound stimuli affect physiological parameters. The information on how to move

does not affect the physiological parameters, so they can assess the behavioral and physiological profile when testing with musical stimuli.

5. CONCLUSIONS

Information on the reaction method to the stimulus does not differentiate the groups because most statistically significant differences in physiological parameters were observed for the parts of the study without the participation of the musical stimulus. Information about moving to the stimuli did not change how the subjects responded physiologically during the test with rhythmic stimuli. The cues given can be considered a parameter that will not affect the physiological results, which the use of auditory stimuli may alter. This information can be significant in therapy using metrorhythmic stimuli, where a specific change in the patient's gait pattern is achieved with the help of appropriate musical practice.

Obtained results show that in similar studies, especially in music therapy, the patient should be carefully informed about taking steps. At the same time, it is possible to use measurements of physiological signals to assess the psychophysical condition of the participant, which will allow to notice and, consequently, to react correctly in situations of participant discomfort.

Future research may focus on examining how individual sound stimuli and their characteristics affect the body's physiology and the resulting gait parameters. It seems equally important to investigate the role of the subject's musical preferences in the change of gait parameters while listening to such a sound stimulus during therapy. One should strive to define a musical stimulus that will properly affect the subject, causing favorable changes in the gait pattern and being pleasant to perceive. Searching for statistically significant differences between the results obtained from the analysis of the collected biological signals would allow getting answers about the influence of sound preferences on music perception and spatio-temporal gait parameters.

LITERATURE

- [1]. Balteş, F. R., Avram, J., Miclea, M., Miu, A. C.: Emotions induced by operatic music: Psychophysiological effects of music, plot, and acting: A scientist's tribute to Maria Callas. *Brain and cognition*, 76(1), 2011, 146-157.
- [2]. Bernardi, L., Porta, C., Bernardi, N. F., Sleight, P.: S12. Music and the autonomic nervous system. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 1(149), 2009, 42-43.
- [3]. Camm, A. J., Malik, M., Bigger, J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J.: Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use, Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996
- [4]. Dawson, M. E., Schell, A. M., Filion, D. L.: *The electrodermal system*, 2017
- [5]. Gjoreski, M., Luštrek, M., Gams, M., Gjoreski, H.: Monitoring stress with a wrist device using context, *Journal of biomedical informatics*, 73, 2017, 159-170.
- [6]. Grahn, J. A.: Neural mechanisms of rhythm perception: current findings and future perspectives, *Topics in cognitive science*, 4(4), 2012, 585-606.

- [7]. Greco, A., Valenza, G., Lanata, A., Scilingo, E. P., Citi, L.: cvxEDA: A convex optimization approach to electrodermal activity processing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(4), 2015, 797-804.
- [8]. Juslin, P. N., & Vastfjall, D.: Emotional responses to music: The need to consider underlying mechanisms, *Behavioral and brain sciences*, 31(5), 2008, 559.
- [9]. Kania, D., Romaniszyn-Kania, P., Mańka, A., Myśliwiec, A., Mitas, A.W.: The use of Nordic walking and rhythmic auditory stimulation in neuromotor rehabilitation: a literature review, *Physiotherapy and Health Activity*, 28, 2020, 83-93.
- [10]. Khalfa, S., Isabelle, P., Jean-Pierre, B., Manon, R.: Event-related skin conductance responses to musical emotions in humans, *Neuroscience letters*, 328(2), 2002, 145-149.
- [11]. Laeng, B., Eidet, L. M., Sulutvedt, U., Panksepp, J.: Music chills: The eye pupil as a mirror to music's soul, *Consciousness and Cognition*, 44, 2016, 161-178.
- [12]. Ledwoń, D., Lipowicz, A., Mitas, A., Małecki, A., Mańka, A., Romaniszyn, P., Twardawa, P.: Aspekty badawcze analizy wpływu pobudzeń dźwiękowych na człowieka w: *Sztuka jako wartość w edukacji i przestrzeni życia*, red. E. Kochanowska, R. Majzner, Kraków, 2018, p. 129-157.
- [13]. Lynar, E., Cvejic, E., Schubert, E., Vollmer-Conna, U.: The joy of heartfelt music: An examination of emotional and physiological responses, *International Journal of Psychophysiology*, 120, 2017, 118-125.
- [14]. Mańka, A., Romaniszyn, P., Bugdol, M. N., Mitas, A. W.: Methods for Assessing the Subject's Multidimensional Psychophysiological State in Terms of Proper Rehabilitation, In *Information Technology in Biomedicine*, Springer, Cham, 2021, p. 213-225.
- [15]. Michnik, R., Nowakowska-Lipiec, K., Mańka, A., Niedzwiedz, S., Twardawa, P., Romaniszyn, P., et al.: Effect of various types of metro-rhythmic stimulations on the variability of gait frequency, In *Information Technology in Biomedicine*, Springer, Cham, 2021, p. 121-131.
- [16]. Nowakowska-Lipiec, K., Michnik, R., Mańka, A., Niedzwiedz, S., Twardawa, P., Romaniszyn, P., et al.: Effect of various types of metro-rhythmic stimulations on the gait symmetry in healthy people. In *Proceedings of the 6th International Conference Engineering Mechanics*, Brno, Czech Republic, 2020, p. 24-25.
- [17]. Nowakowska-Lipiec, K., Michnik, R., Niedzwiedz, S., Mańka, A., Twardawa, P., Turner, B., et al.: Effect of Short-Term Metro-Rhythmic Stimulations on Gait Variability, In *Healthcare, Multidisciplinary Digital Publishing Institute*, vol. 9, no. 2, 2021, p. 174.
- [18]. Ragot, M., Martin, N., Em, S., Pallamin, N., Diverrez, J. M.: Emotion recognition using physiological signals: laboratory vs. wearable sensors, In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*, Springer, Cham, 2017, p. 15-22.
- [19]. Romaniszyn, P., Kania, D., Nowakowska, K., Sobkowiak, M., Turner, B., Myśliwiec, A., et al.: RAS in the Aspect of Symmetrization of Lower Limb Loads, In *International Conference on Information Technologies in Biomedicine*, Springer, Cham, 2019, p. 436-447.
- [20]. Strath, S. J., Swartz, A. M., Bassett, D. R., O'Brien, W. L., King, G. A., Ainsworth, B. E.: Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(9), 2000, p. 465-470.
- [21]. Trappe, H. J.: The effects of music on the cardiovascular system and cardiovascular health, *Heart*, 96(23), 2010, p. 1868-1871.

OCENA STANU FIZJOLOGICZNEGO W CZASIE CHODU Z POBUDZENIAMI METRORYTMICZNYMI

Streszczenie: Celem badania było sprawdzenie, czy informacje o sposobie reagowania na słyszane bodźce muzyczne podczas chodzenia na bieżni istotnie wpływają na sygnały fizjologiczne uczestników. W badaniu uczestniczyło 30 dorosłych: grupa 1 nie została poinformowana o tym, jak reagować na słyszane dźwięki, grupa 2 otrzymała polecenie dostosowania częstotliwości kroków do muzyki. Chód rejestrowano na bieżni Zebris FDM-S, a do akwizycji sygnałów fizjologicznych wykorzystano opaskę Empatica E4. Informacje o tym, jak reagować na bodźce nie zmieniały sygnałów fizjologicznych u badanych.

Słowa kluczowe: monitorowanie pacjenta, stan psychofizjologiczny, EDA, HR, chód, pobudzenia metroritmiczne

Natalia MĘDROWSKA¹, Sylwia ŁAGAN²

¹Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej CANCRICAT, Zespół Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Katedra Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

²Zespół Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Katedra Mechaniki Stosowanej i Biomechaniki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

OCENA MASEK OCHRONNYCH W BADANIACH MECHANICZNYCH I FIZYKOCHEMICZNYCH

Streszczenie: Rolą maski jest ochrona układu oddechowego przed niepożądanymi cząstkami zanieczyszczeń w tym również kroplami powietrza i aerozolami niosącymi cząsteczki wirusów. Skuteczność filtracji aerozoli różnych typów dostępnych na rynku masek nie jest jednakowa. Wynika to z różnych rozmiarów i właściwości cząstek aerozolu determinujących zdolność do osadzania się na powierzchniach materiałów maseczek. W niniejszej pracy zrealizowano badania zwilżania powierzchni materiałów maseczek oraz badania chłonności i testy rozciągania celem określenia ich właściwości użytkowych.

Słowa kluczowe: maseczki ochronne, pandemia, wyrób medyczny, zwilżanie, włóknina polipropylenowa, covid-19

1. WSTĘP

W obecnej sytuacji pandemii COVID-19, w celu ochrony populacji oprócz masowych szczepień, skutecznym rozwiązaniem jest indywidualne powstrzymanie rozprzestrzeniania wirusa poprzez stosowanie wysokowydajnych maseczek ochronnych. Zasadniczym celem stosowania masek jest ograniczenie wdychania i wychwytywanie cząstek unoszących się w powietrzu oraz organizmów biologicznych (bakterie, wirusy, priony i grzyby) [2, 7]. Do grupy cząstek unoszących się w powietrzu zalicza się cząsteczki pochodzenia naturalnego, których źródłem są erupcje wulkanów czy burze piaskowe oraz cząsteczki będące produktem działalności człowieka (zanieczyszczenia przemysłowe). Wśród głównych cech maseczek należy wymienić pojemności, komfort użytkowania oraz wysoką skuteczność w filtracji cząstek niebezpiecznych. Specyfikacje filtra maski obejmują właściwości materiałów użytych do jej konstrukcji, są to głównie skład chemiczny filtra oraz grubość i gęstość upakowania włókien w filtrze [8]. Filtracja przez maskę opisywana jest różnymi mechanizmami, na które składają się sedymentacja grawitacyjna, uderzenie bezwładnościowe, przechwytywanie, dyfuzja oraz przyciąganie elektrostatyczne i odbicie termiczne [6]. Wirusy i bakterie utrzymujące się na powierzchni i w wewnętrznych strukturach maseczki podczas jej noszenia

stanowią zagrożenie przeniesienia patogenu, jeśli mogą one żyć bezpiecznie i pozostać aktywne w ciepłym i wilgotnym mikrośrodku wytworzonym podczas cyklu oddychania. Wygenerowana w procesie oddychania para w maseczce przyspiesza mechanizm penetracji i ułatwia wnikanie drobnoustrojów do wewnętrznych części maski [8].

1.1. Rodzaje maseczek i wymagania im stawiane

Maseczki na twarz pełnią rolę fizycznej bariery dla pyłów i cząstek stałych z określoną wydajnością. Maseczki na twarz można podzielić na kilka kategorii, w tym maseczki podstawowe (wielorazowe materiałowe) oraz chirurgiczne (jednorazowe) czy półmaski filtrujące tj. ochronne maski oddechowe. Przykłady różnych typów maseczek ochronnych zaprezentowano na rysunku 1. Maseczki powinny być dopasowane do twarzy, obejmować nos, usta i podbródek. Maseczki nie powinny być dotykane w czasie noszenia. Maseczkę należy wymienić, gdy stanie się wilgotna lub dojdzie do jej uszkodzenia. Zużyte maseczki należy wyrzucać do odpadów zmieszanych.



Rys.1. Przykłady różnych typów maseczek ochronnych: a) wielorazowe maseczki szyte, b) jednorazowe maseczki chirurgiczne, c) ochronne maseczki oddechowe, d) maski z zaworami wydechowymi [10]

Europejska organizacja ds. normalizacji CEN (fr. *Comité européen de normalisation*) opublikowała dokument określający wymagania stawiane producentom maseczek w zakresie ich produkcji, testowania, używania, prania, a także instrukcje dotyczące maseczek wykonywanych w domu [13]. Maseczki szyte (materiałowe) są dostępne w handlu lub można je uszyć w domu. Maseczki te nadają się do użytku przez ogół społeczeństwa; ograniczają rozprzestrzenianie się wirusa i przenoszenie go na inne osoby noszące maseczkę, o ile nie są wyposażone w zawór umożliwiający wydychanie niefiltrowanego powietrza. Dostępnych jest wiele różnych rodzajów maseczek wielokrotnego użytku, powinny składać się z kilku warstw (co najmniej dwóch, a najlepiej trzech). Maseczki wielorazowe muszą być wykonane z materiału nadającego się do prania w temperaturze 60°C (zaleca się codzienne pranie). Tkaniny użyte w takich maseczkach muszą umożliwiać przepływ powietrza, być wystarczająco miękkie i elastyczne, aby zapewniać przyleganie do twarzy, nie mogą być zbyt ciepłe.

Jednorazowe tzw. maseczki chirurgiczne, występują z elastyczną wstawką po bokach i wbudowanym drucikiem umożliwiającym dopasowanie górnej krawędzi maseczki do nosa. Maseczki te są wykonane z trzech warstw materiału (włóknina polipropylenowa, filtr, włóknina), z których środkowa jest warstwą filtrującą cząstki. Warstwy różnią się grubością, mają różne właściwości filtracyjne i wchłaniają różną ilość wilgoci. Ten typ maseczek może wychwytywać kropelki wydostające się z dróg oddechowych oraz ślinę użytkownika maseczki, dzięki czemu prawdopodobieństwo rozprzestrzeniania tych kropeł w otoczeniu oraz ich przenoszenia na inne osoby jest mniejsze. Ponadto, maseczki te zmniejszają ryzyko

zakażenia się wirusem przez osobę noszącą maseczkę. Maksymalny czas użytkowania maseczki wynosi 4 godziny.

Ochronne maski oddechowe (maski z filtrem drobnych cząstek FFP2, (N95), FFP3, (N99)). Takie maski są specjalnie zaprojektowane do użytku przez pracowników ochrony zdrowia zajmujących się pacjentami z chorobami zakaźnymi przenoszonymi drogą kropelkową, np. pacjentami z COVID-19, ponieważ w ich przypadku może zachodzić konieczność interwencji w obrębie dróg oddechowych, co wiąże się z możliwością rozprzestrzeniania się kropelek i aerozolu wydostających się z ciała pacjenta. Nie ma wymogu noszenia tych masek poza placówkami ochrony zdrowia.

Maski z zaworami wydechowymi służą zapobieganiu przenoszenia wydychanych kropelek wydzielin na inne osoby. Jeżeli maska jest wyposażona w zawór jednokierunkowy lub otwór wentylacyjny, przez który przedostaje się nie filtrowane powietrze, kropelki wydzieliny wydychane przez osobę noszącą maskę mogą być przenoszone na innych. Taka maska nie zmniejsza ryzyka przeniesienia zakażenia z osoby chorej na COVID-19 na inne osoby. Dlatego ważna jest identyfikacja zagrożeń związanych z niewłaściwym wykonaniem, dopasowaniem czy użytkowaniem maseczek ochronnych. Ważniejsze wymagania stawiane maseczkom ochronnym jako sprzętom do ochrony układu oddechowego sprecyzowano w PN-EN 149+A1:2010 oraz w EN 14683:2019 i dotyczą testów skuteczności filtracji bakteryjnej oraz obciążenia biologicznego i oporów oddychania. Muszą również spełniać wymagania normy ISO 10993 w zakresie oceny biogodności [9, 10, 13].

1.2. Materiały wykorzystywane do produkcji maseczek ochronnych

Wśród rodzajów materiałów wykorzystywanych do produkcji maseczek ochronnych można wymienić włókna bawełniane, bawełniane wzbogacane jonami srebra, kokosowe, celulozowe, węglowe, szklane oraz polimerowe (polipropylenowe, polietylenowe, poliestrowe czy poliamidowe). Dominują nienasiąkliwe, hydrofobowe polimery termoplastyczne. Materiałem szerzej omawianym i badanym w tej pracy jest włóknina polipropylenowa o różnych gęstościach oraz meltblown.

Tkaniny poliestrowe są w stanie zachować bardziej statyczny ładunek w porównaniu z włóknami naturalnymi czy bawełną ze względu na mniejszą zdolność wchłaniania wody [3]. Ciągłe ograniczona wiedza na temat działania i funkcjonalności różnych powszechnie dostępnych tkanin stosowanych w maskach tkaninowych, wywołuje potrzebę oceny skuteczności filtracji jako funkcji wielkości cząstek aerozolu w zakresie od 10 nm do 10 µm (szczególnie istotne w przypadku przenoszenia wirusów układu oddechowego). Przeprowadzone w [3] badania dla kilku popularnych handlowo tkanin, w tym bawełny, jedwabiu, szyfonu, flaneli, różnych materiałów syntetycznych i ich kombinacji. Oceniona skuteczność filtracji dla różnych (jednowarstwowych) tkanin wahała się w zakresie od 5 do 80% oraz od 5 do 95% dla wielkości cząstek odpowiednio <300 nm i >300 nm. Skuteczność filtracji wzrastała, gdy zastosowano wiele warstw i przy wykorzystano specyficzne połączenie różnych tkanin. Skuteczność filtracji hybryd (takich jak bawełna – jedwab, bawełna – szyfon, bawełna – flanela) wynosiła > 80% (dla cząstek <300 nm) oraz > 90% (dla cząstek > 300 nm).

Włóknina polipropylenowa (Spunbond), jest używana do produkcji wszystkich rodzajów badanych w tej pracy maseczek. Stosowana jest w maseczkach jako warstwa zewnętrzna oraz warstwa do kontaktu z ciałem [12]. Wraz z materiałem meltblown tworzą trójwarstwową maseczkę. Materiał ten określa się jako siatkę lub arkusz włókien polipropylenowych połączonych przez splecenie włókien bądź nici techniką mechaniczną, termiczną lub chemiczną. Arkusze, powstałe bezpośrednio z samodzielnych włókien, są płaskie i porowate.

Sam polipropylen to tworzywo sztuczne produkowane z wykorzystaniem źródła wysokiej temperatury. Jego wzór cząsteczkowy to $(C_3H_6)_x$.

Włóknina polipropylenowa meltblown jest warstwą środkową w trójwarstwowych maseczkach ochronnych, która odpowiedzialna jest za wchłanianie oraz filtrację. Wśród innych włókien filtracyjnych Meltblown ma najlepszy współczynnik procentowy BFE (*bacterial filtration efficiency*), zawierający się w granicach 98–99,8% (norma EN14638: 2003). BFE jest miarą odporności materiału na przenikanie bakterii - im wyższa wartość procentowa BFE tym lepsza zdolność włókniny do przeciwdziałania przenikania bakterii i wirusów [11]. Meltblown charakteryzuje się również zwiększoną ilością mikrowłókien na jednostkę powierzchni, co zwiększa jej właściwości filtracyjne.

2. MATERIAŁ I METODYKA

Przedmiotem badań były maseczki ochronne trójwarstwowe jednorazowe: medyczne firmy TW Plast i niemedyczne modelu F firmy Praesidium, Piaseczno, Polska, medyczne firmy Ptak Medical, Nadarzyn, Polska oraz niemedyczne firmy Jiangsu Zhiyu Medical Instrument, Taixing, Chiny. W badaniach przeprowadzono test zwilżania, w którym wykorzystano próbki w kształcie paska o wymiarach 10x50 mm, test chłonności, na próbkach materiałowych o wymiarach 10x10 mm oraz test statycznej próby rozciągania pasków o wymiarach całkowitych 10x130mm. W każdym teście liczebność grupy, dla każdej warstwy, wynosiła $n=5$ próbek. W celu identyfikacji struktury warstw maseczek wykonano ich zdjęcia z wykorzystaniem mikroskopu firmy Carl Zeiss Stereo Discovery.V8, wyposażonego w kamerę AxioCam ERc5S oraz oprogramowanie AxioVision v.4.8.2.

2.1 Zwilżalność

Próby zwilżania materiałów przeznaczonych na maseczki ochronne przeprowadzono w wykorzystaniem goniometru optycznego (Advex Instrument, Brno-Komín, Czechy). Zastosowano metodę kropli siedzącej [5]. Na powierzchni każdej warstwy maseczek osadzano, za pomocą mikropipety (VITRUM/VWR, Strbrna Skalice, Czechy) po 10 kropli wody destylowanej (Biomus, Lublin, Polska) i gliceryny (Chempur, Piekary Śląskie, Polska) o objętości 0,5 μ l. Zdjęcia kropel i ich analizę wykonano w oprogramowaniu SeeSystem 6.3, skorelowanym z goniometrem. Na podstawie wartości kąta zwilżania oceniono stopień hydrofobowości powierzchni badanych materiałów.

2.2. Chłonność

Testy chłonności przeprowadzono każdej warstwy maseczek, w oparciu o porównanie masy suchych próbek (m_0 [g]) i próbek moczonych (m_1 [g]) przez 10 minut (w temperaturze otoczenia $22\pm 1^\circ\text{C}$) w roztworze wodnym 0,09% gliceryny $C_3H_8O_3$ (symulującym gęstość śliny człowieka [1]). Masę próbek oznaczano na wadze laboratoryjnej Radwag AS160, (Radom, Polska) z dokładnością 10^{-4} g.

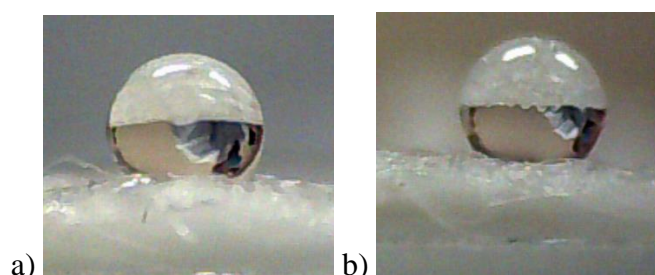
$$X = \frac{m_1 - m_0}{m_0} \cdot 100\%$$

2.3. Statyczna próba rozciągania

Testy statycznego rozciągania przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight 50 (Eden Prairie, Minnesota, USA) z głowicą pomiarową o zakresie $\pm 1\text{kN}$. Prędkość obciążenia wynosiła 10 mm/min, długość bazy pomiarowej przyjęto $l_0=100$ mm. Podczas prób rozciągania nie oddzielano warstw, poddając je jednoczesnym rozciąganiu.

3. WYNIKI

Na rysunku 2 przedstawiono przykładowe zdjęcia kropeł osadzonych na warstwach maseczek ochronnych podczas testu zwilżania.



Rys.2 Zdjęcia z testu zwilżania warstwy wewnętrznej (do kontaktu z ciałem) maseczki Praesidium Model F: a) kropla wody destylowanej, b) kropla gliceryny

W tabeli 1 przedstawiono zbiorcze zestawienie średnich wartości kątów zwilżania wodą destylowaną i gliceryną, wraz z odchyleniem standardowym. W tabeli nie zamieszczono wyników dla warstwy środkowej, ponieważ jest to materiał całkowicie zwilżalny, i nie można było zarejestrować zdjęcia profilu kropli wody. W tabeli 2 zestawiono średnie wartości (wraz z odchyleniem standardowym) chłonności. Charakterystyki przebiegu statycznej próby rozciągania przedstawiono na zbiorczym wykresie (rysunek 3).

Tabela 1. Wartości kątów zwilżania [°] warstw maseczek ochronnych

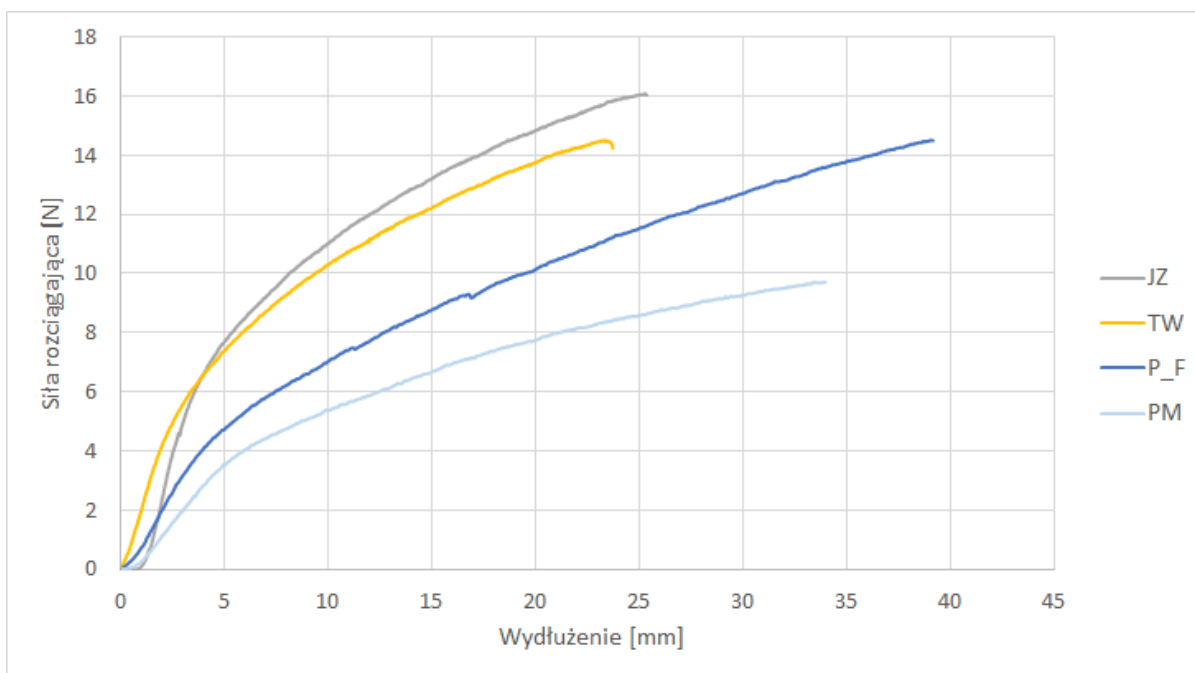
Warstwa	TW Plast	Ptak Medical*	Jiangsu Zhiyu Medical Instrument	Praesidium Model F
Gliceryna				
zewnątrzna	101,10 ± 22,17	107,32 ± 10,56	117,58 ± 6,48	106,94 ± 9,29
do kontaktu z ciałem	118,52 ± 5,65		125,76 ± 9,51	112,03 ± 15,85
Woda destylowana				
zewnątrzna	120,77 ± 7,69	118,29 ± 4,92	118,28 ± 33,25	115,34 ± 10,79
do kontaktu z ciałem	122,44 ± 8,33		110,43 ± 16,32	125,02 ± 5,47

* - w tych maseczkach warstwy zewnętrzna i do kontaktu z ciałem są wykonane z tego samego typu materiału

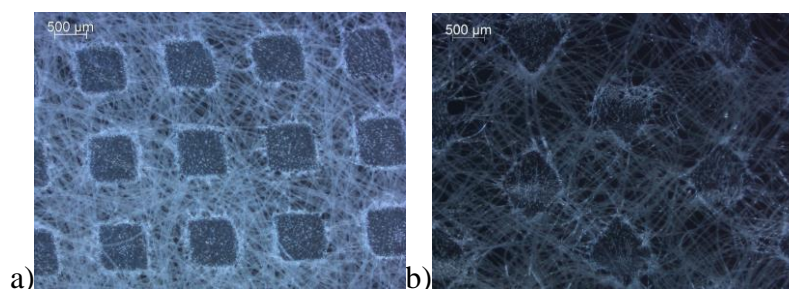
Po przeprowadzonych testach statycznej próby rozciągania wykonano zdjęcia mikroskopowe w celu kontroli jakości warstw maseczek. Wybrane zdjęcia zaprezentowano na rys. 4, 5 oraz 6 (powiększenie 15x).

Tabela 2. Wartości chłonności warstw maseczek ochronnych podane w [%] (odch.stand.)

Warstwa	TW Plast	Ptak Medical	Jiangsu Zhiyu Medical Instrument	Praesidium Model F
zewnątrzna	47,33 (25,17)	78,48 (34,12)	64,45 (12,06)	41,18 (14,41)
meltblown	248,62 (154,90)	215,21 (219,01)	81,56 (93,36)	200,29 (103,81)
do kontaktu z ciałem	169,50 (37,00)	53,51 (13,50)	220,44 (194,49)	41,13 (19,66)



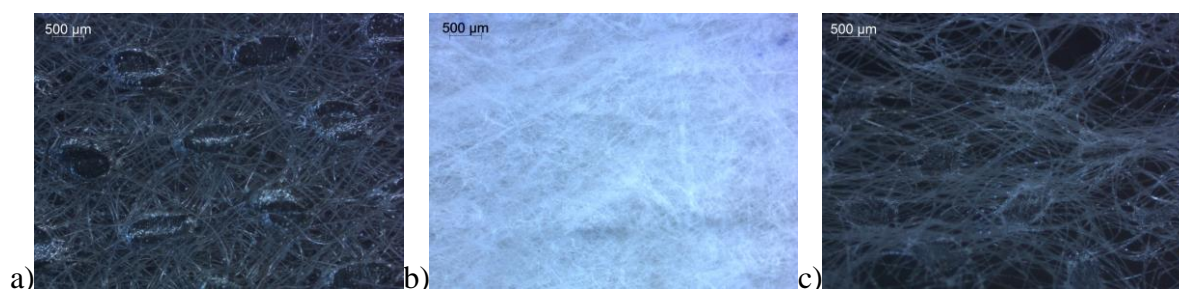
Rys.3. Wykres krzywych reprezentatywnych statycznej próby rozciągania (oznaczenia JZ-Jiangsu Zhiyu Medical Instrument, TW-TW Plast, P_F - Praesidium, PM- Ptak Medical)



Rys. 4. Zdjęcia warstwy zewnętrznej maseczki ochronnej medycznej firmy Ptak Medical: a) przed testem rozciągania, b) po teście rozciągania



Rys. 5. Zdjęcia warstw jednorazowej trójwarstwowej maseczki ochronnej medycznej firmy TW Plast: a) warstwa zewnętrzna, b) warstwa środkowa, c) warstwa wewnętrzna



Rys. 6. Zdjęcia warstw jednorazowej trójwarstwowej maseczki ochronnej niemedycznej firmy Praesidium model F: a) warstwa zewnętrzna, b) warstwa środkowa, c) warstwa wewnętrzna

4. PODSUMOWANIE

W ocenie wyników zwilżania przyjęto model hydrofobowości wg [4], w którym kąt zwilżania od 90° do 120° determinuje materiały hydrofobowe, natomiast w zakresie 120° do 150° ultrahydrofobowe. Analizując wyniki kątów zwilżania dla wody, uzyskane w niniejszej pracy, zawierające się w przedziale od $110,43 \pm 16,32^\circ$ dla maseczek firmy Jiangsu Zhiyu Medical Instrument do $125,02 \pm 5,47^\circ$ dla maseczek Praesidium Model F, można przyjąć, że warstwy zewnętrzna i do kontaktu z ciałem, wszystkich ocenianych w pracy maseczek, są hydrofobowe. Natomiast kąty zwilżania gliceryną były niższe (oprócz maseczek Jiangsu Zhiyu Medical Instrument). Mając na uwadze, iż ślina ludzka w przybliżeniu uważana jest za wodny roztwór gliceryny (0,09%), można przypuszczać, że warstwy do kontaktu z ciałem będą wykazywały fobowe właściwości względem śliny.

Poddając ocenie chłonność warstw maseczek, stwierdzono, znaczące różnice pomiędzy warstwami. Warstwa zewnętrzna charakteryzowała się chłonnością na poziomie 41-78%, warstwa środkowa (meltblown) w zakresie 82-249%, natomiast warstwa do kontaktu z ciałem (wewnętrzna) odpowiednio 41-220%. Modele firmy Jiangsu Zhiyu Medical Instrument charakteryzowały się największą chłonnością w warstwie do kontaktu ze skórą. Dodatkowo, ich warstwa meltblown (środkowa) chłonęła najmniej. Jest to niekorzystne zjawisko, ponieważ promuje wilgotne i ciepłe środowisko, które jest sprzyjające dla rozwoju bakterii i wirusów, w bliskim kontakcie z układem oddechowym. Podobnie maseczki firmy TW Plast, pomimo iż wykorzystana w niej warstwa meltblown pochłaniała najwięcej wilgoci, to również warstwa do kontaktu z ciałem charakteryzowała się wysokimi wartościami. W modelu F w warstwie do kontaktu z ciałem chłonność materiału była najniższa, co

oznacza, że warstwa meltblown koncentruje wilgoć a warstwa do kontaktu z ciałem najmniej wilgotna.

Podczas statycznej próby rozciągania próbek maseczek za zniszczenie przyjęto rozerwanie warstwy środkowej (meltblown). Podobne charakterystyki próby rozciągania (rys. 3) wykazywały maseczki TW Plast oraz Jiangsu Zhiyu Medical Instrument, wartość siły ujawniająca ich zniszczenie była na poziomie 14-16 N, przy wydłużeniu 25 mm. Największym wydłużeniem charakteryzował się model F firmy Praesidium. Maseczki firmy Ptak Medical uzyskały najniższą wartość siły niszczącej (10 N, przy wydłużeniu ok. 35 mm).

W wyniku przeprowadzonych testów zidentyfikowano zróżnicowane poziomy chłonności i zwilżalności w poszczególnych warstwach maseczek ochronnych istotne ze względu na ich właściwości użytkowych. Ujawniono również trwałe zniekształcenia włókien skrajnych warstw co może ułatwiać przenikanie aerozoli przez ich warstwy.

LITERATURA

- [1]. Andrysewicz, E., Mystkowska, J., Dąbrowski, J. R., Krawczyk-Dembicka, E.: Badania właściwości tribologicznych i fizykochemicznych śliny ludzkiej i jej substytutów, *Engineering of Biomaterials*, vol. 16, (118), 2013, pp. 23-29.
- [2]. Cheng V.C.C., Wong S.C., Chuang V.W.M., So S.Y.C., Chen J.H.K., Sridhar S., To K.K.W., Chan J.F.W., Hung I.F.N., Ho P.L., Yuen K.Y.: The role of community-wide wearing of face mask for control of coronavirus disease 2019 (COVID-19) epidemic due to SARS-CoV-2, *Journal of Infection*, 43, 2020, pp. 2212-4209.
- [3]. Konda A., Prakash A., Moss G.A., Schmoldt M., Grant G.D., Guha S.: Aerosol Filtration Efficiency of Common Fabrics Used in Respiratory Cloth Masks, *ACS Nano*, 14 (5), 2020, pp. 6339–6347.
- [4]. Krawczuk A., Domińczuk J.: Analiza możliwości wykorzystania krzywych zwilżania do optymalizacji procesów adhezyjnych, *Technologia i Automatyzacja Montażu*, 4, 2015, pp. 45-49.
- [5]. Liber-Kneć A., Łagan S.: Zastosowanie pomiarów kąta zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej do charakterystyki powierzchni polimerów wykorzystywanych w medycynie, *Polimery w Medycynie*, nr 44, vol. 1, 2014, str. 29–37.
- [6]. Mahdavi A.: Efficiency measurement of N95 filtering facepiece respirators against ultrafine particles under cyclic and constant flows, Master Thesis, Concordia University, 2013.
- [7]. McDonald F., Horwell C.J., Wecker R., Dominelli L., Loh M., Kamanyire R., Ugarte C.: Facemask use for community protection from air pollution disasters: An ethical overview and framework to guide agency decision making, *International Journal of Disaster Risk Reduction*, 43, 2020, p. 101376.
- [8]. Tcharkhtchi T., Abbasnezhad N., Zarbini Seydani M., Zirak N., Farzaneh S.: Shirinbayan M., An overview of filtration efficiency through the masks: Mechanisms of the aerosols penetration, *Bioactive Materials*, 6 (1), 2021, pp. 106-122.
- [9]. https://ec.europa.eu/commission/presscorner/detail/en/ip_20_502 (dostęp 01.06.2021).
- [10]. <https://www.gov.pl/web/zdrowie/informacje-dotyczace-produktow-wykorzystywanych-podczas-zwalczania-covid-19> (dostęp 01.06.2021).
- [11]. <https://holtex.pl/oferta/wlokniny-i-ubrania-medyczne/wlokniny-na-maski-ochronne/wloknina-meltblown> (dostęp 01.06.2021).

- [12]. <https://holtex.pl/oferta/wlokniny-i-ubrania-medyczne/wlokniny-na-kombinezony-i-ubrania-medyczne/wloknina-spunbond> (dostęp 01.06.2021).
- [13]. https://standards.cen.eu/dyn/www/f?p=204:110:0:::FSP_PROJECT:32928&cs=1B0AB06FEB70E43960D46D1198C37CC09 (dostęp 01.06.2021).

ASSESSMENT OF FACE MASKS IN MECHANICAL AND MATERIAL TESTS

Abstract: The role of the mask is to protect the respiratory system against unwanted particles of environmental pollution, including air drops and aerosols carrying viral particles. The filtration efficiency of aerosols of various types of masks available on the market is not the same due to the different sizes and properties of the aerosol particles determining the ability to deposit on the surfaces of the mask materials. In this work, research on wetting the surface of mask materials as well as absorbency tests and tensile tests were carried out in order to determine their functional properties.

Keywords: protective masks, pandemic, medical device, wetting, polypropylene non-woven fabric, covid-19

**Joanna NIEWĘGŁOWSKA¹, Anna ANCHIMOWICZ¹, Wiktoria LASOCKA¹,
Magdalena RODZIEWICZ¹, Piotr BORKOWSKI¹**

¹Instituł Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

PROJEKT TRENAŻERA DO OPERACJI LAPAROSKOPOWYCH

Streszczenie: Artykuł przedstawia koncepcję trenażera do operacji laparoskopowych oraz zestaw proponowanych ćwiczeń. Trenażer laparoskopowy nazywany również laparoskopowym symulatorem chirurgicznym umożliwia doskonalenie technik operacji laparoskopowych przez lekarzy oraz studentów medycyny. Do wykonania elementów zestawów prototypu wykorzystano technikę druku 3D metodą FDM.

Słowa kluczowe: laparoscopia, edukacja w chirurgii, symulator, druk 3D, FDM

1. WSTĘP

Laparoscopia stanowi jedną z kluczowych technik chirurgicznych, której dynamiczny i efektowny rozwój można zaobserwować na przestrzeni ostatnich dziesięcioleci XX wieku. Laparoscopia, czyli wżernikowanie jamy otrzewnowej zainicjowała zmiany w zabiegach chirurgicznych. Zabiegi chirurgiczne z wykorzystaniem technik laparoskopowych wyróżniają możliwość przeprowadzania trudnych zabiegów przy jednoczesnym zachowaniu niskiej inwazyjności. Zastosowanie techniki laparoskopowej pozwala na skrócenie czasu zabiegu, minimalizację liczby potrzebnego instrumentarium oraz krótszy czas rekonwalescencji pacjenta w porównaniu z techniką tradycyjną. Operacje laparoskopowe przeprowadzane są w celach diagnostycznych oraz terapeutycznych [2]. Pierwsze wzmianki o tej technice datuje się na 1806 rok. Za ojca laparoskopii uznawany jest Philip Bozzini (1773-1809), niemiecki lekarz, wynalazca pierwszego endoskopu. Obecny poziom laparoskopii jest konsekwencją rozwoju współczesnej techniki oraz nieustannie trwających szkoleń kadry medycznej [3].

Laparoscopia stanowi odrębną dziedzinę chirurgii, a nauka tej formy przeprowadzania zabiegów jest odmienna od treningu tradycyjnych zabiegów chirurgicznych, z uwagi na minimalny dostęp [7, 8]. Nauka na drodze uczeń - mistrz w przypadku laparoskopii jest niezadowolająca, z uwagi na nieustannie postępujący rozwój nowych technologii, narzędzi i metod operacyjnych. Fundamentalnym etapem ćwiczeń jest nauka wideochirurgii wykorzystująca rzeczywistość wirtualną w laboratorium na trenażerach i symulatorach [1].

Operacje laparoskopowe są coraz powszechniejszą alternatywną formą zabiegu. Po odpowiednim znieczuleniu umożliwiają szybkie i dokładne wykonanie operacji z mniejszą liczbą powikłań. Konieczne jest jednak ciągłe doszkalanie medyków, stąd obserwowany jest

wzrost zainteresowania trenażerami, umożliwiającymi doskonalenie umiejętności posługiwania się narzędziami laparoskopowymi w bezpiecznych warunkach [4].

Projekt jest dedykowany osobom interesującym się obsługą i zasadą działania narzędzi laparoskopowych. Urządzenie to daje możliwość treningu dla studentów medycyny i lekarzy.

2. PROJEKT TRENAŻERA DO OPERACJI LAPAROSKPOWYCH

2.1. Zastosowanie symulatorów laparoskopowych

Celem symulatorów laparoskopowych jest poszerzenie umiejętności manipulacji narzędziami laparoskopowymi przez kadry lekarzy i studentów medycyny. Symulator do zabiegów laparoskopowych umożliwia weryfikację wiedzy na temat istoty procedur przygotowawczych, w zależności od obszaru anatomicznego poddawanego zabiegowi tj. sposób ułożenia pacjenta, czy wybór właściwych pozycji trzymania narzędzi. Trenerà daje możliwość nabycia kluczowych umiejętności wymaganych, aby zostać chirurgiem laparoskopowym (w tym koordynacji obustronnej), wykorzystania różnych technik zabiegowych, podstawowych umiejętności manipulacji, preparowania, szycia, wiązania, oraz koordynacji wzrokowo-ruchowej.

2.2 Założenia konstrukcyjne

Podczas projektowania trenażera przyjęto następujące założenia konstrukcyjne:

- zapewnienie możliwości nabycia umiejętności obsługi różnych narzędzi laparoskopowych,
- wykonanie korpusu trenażera o anatomicznym kształcie ludzkiego ciała,
- opracowanie zestawów zadań do ćwiczeń różnych technik zabiegów laparoskopowych, o zróżnicowanym stopniu zaawansowania,
- wykonanie projektu przy wykorzystaniu technologii druku 3D,
- łatwy montaż i demontaż podzespołów,
- możliwość wykonywania ćwiczeń w kilku skalach trudności.

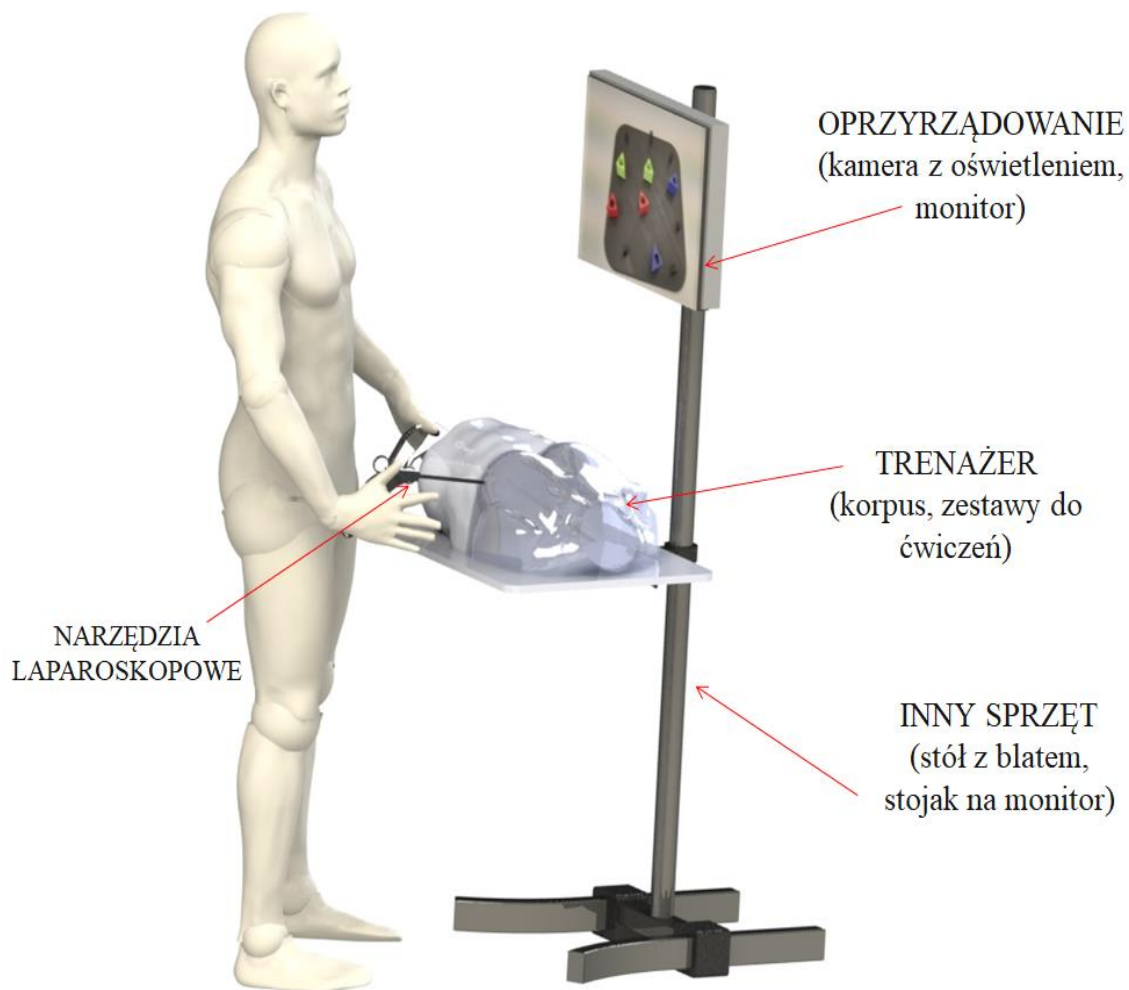
2.3 Technologia wytwarzania trenażera

Założeniem projektu było wykonanie wielu składowych elementów przy wykorzystaniu technik przyrostowych - druku 3D. Technologie druku 3D pozwalają na wykonanie struktury trójwymiarowej dzięki ciągłym dodawaniu cienkich warstw określonego materiału. Ta stosunkowo prosta i łatwa operacja pozwala na wykonanie szerokiej gamy wyrobów. Technologia przyrostowa posiada nieograniczony wybór projektu, przez co jest bardzo atrakcyjną formą wytwarzania. Projekt ten w maksymalnym stopniu wykorzystuje możliwości druku przestrzennego. Ostatnimi laty zauważalny jest wzrost zainteresowania omawianą technologią, przez co drukarki 3D stały się bardziej powszechne. Metoda druku przestrzennego jest rozwojowa, zapewnia nowe możliwości i oferuje perspektywę ciągłego dodrukowywania nowych elementów (zarówno nowych, innych zestawów ćwiczeń umiejętności, jak i uszkodzonych elementów konstrukcji) [5, 6]. Dodatkowo technologia ta minimalizuje konieczność wykonania skomplikowanej dokumentacji technicznej oraz problemy z dystrybucją przedmiotów. Wystarczy plik w formacie .stl i nabywca może

W dowolnym laboratorium wytworzyć dany element. Niweluje ryzyko zniszczenia тренаżera w trakcie dostawy oraz zmniejsza koszty. Wykorzystany do wykonania poszczególnych elementów materiał ABS pozwala na wykonanie trwałych modeli wielokrotnego użytku.

3. STRUKTURA WYKONANEGO PROJEKTU

Schemat projektowanego urządzenia przedstawiony na rys.1 ukazuje główne komponenty projektu.



Rys.1. Trenażer operacji laparoskopowych

Projekt składa się z następujących komponentów (podzespołów):

- anatomiczny korpus,
- zestawy zadań treningowych dostosowane do skali trudności ćwiczeń,
- narzędzia laparoskopowe (grasper treningowy laparoskopowy, imadło treningowe laparoskopowe bransze zakrzywione),
- oprzyrządowanie (kamera z oświetleniem oraz monitor),
- stół z blatem i stojakiem na monitor.

W projekcie wykorzystane zostały profesjonalne narzędzia laparoskopowe firmy Grena. Oprzyrządowanie stanowi kamera wraz z oświetleniem umieszczane wewnątrz korpusu. Kamera inspekcyjna HD z funkcją oświetlenia LED zapewnia możliwość transmisji widoku z wnętrza korpusu, śledzenie pracy narzędzia. Posiada funkcję robienia zdjęć i wideo podczas pracy. W skład tego podzespołu wchodzi także monitor.

Korpus trenera wykonany został na drukarce 3D technologią FDM (Fused Deposition Modelling) z tworzywa ABS. Model CAD korpusu wykonany został na podstawie skanu 3D manekina. Wykorzystanie skanera Artec Eva zapewnia precyzyjny automatyczny pomiar i obróbkę wyników pomiarów z dokładnością do 0,1 mm. Wykorzystanie manekina pozwoliło na wielokrotne jego skanowanie oraz uzyskanie założonego anatomicznego kształtu korpusu trenera. Następnie dokonano rejestracji danych z pomiaru, przeformatowania ich w programie SolidWorks 2020, zapisania w formacie .stl oraz wytworzenia korpusu. W wewnętrznej stronie korpusu oraz blacie roboczym umieszczone zostały magnesy, aby umożliwić wyjmowanie i zakładanie korpusu na blat, co zapewnia łatwą wymianę zadań. Dzięki temu symulator może być wykorzystywany do treningu umiejętności posługiwania się różnymi narzędziami, poprzez wykonywanie ćwiczeń o różnym stopniu złożoności (zaawansowania). Korpus posiada część portów do umieszczania narzędzi laparoskopowych, które są rozmieszczone w sposób odpowiadający rozmieszczeniu podczas zabiegów. Porty zlokalizowane są w dwóch równoległych rzędach parami.

Ważnymi elementami trenera są **zestawy zadań** do ćwiczeń różnych technik zabiegów laparoskopowych o zróżnicowanym stopniu zaawansowania. Zestawy zostały wykonane przy użyciu druku 3D. Dodatkowe elementy tj. gumki recepturki czy koraliki zostały zakupione.

Poniżej opisano proponowane ćwiczenia i zestawy do ich realizacji.

1. Umiejętności chwytania i przenoszenia w określone miejsce przedmiotów o prostych kształtach. Zestaw ten zapewnia możliwość nabycia umiejętności manipulacji w obu rękach z taką samą precyzją oraz trening koordynacji osoby wykonującej te ćwiczenia. Wymiary elementów do przenoszenia są stosunkowo duże, dzięki czemu trening ten zalecany jest na początkowym etapie nauki manipulacji narzędziami laparoskopowymi (rys.2).

2. Zadanie ćwiczące umiejętność posługiwania się narzędziami do zabiegów laparoskopowych - ćwiczenia chwytania, przenoszenia i upuszczania elementów o obłym kształcie, jak również poczucie głębi przestrzeni (rys.3).

3. Zestaw służący do doskonalenia umiejętności szycia, z odpowiednio dobranymi przeszkodami. Zadanie to umożliwia trening umiejętności symetrycznej współpracy obu rąk.

4. Zestaw służący do doskonalenia poczucia głębi, a także manipulacji narzędziami laparoskopowymi pod różnymi kątami przy użyciu obu rąk (rys.4).

5. Zestaw odwzorowujący anatomiczne kształty organów wewnętrznych. Elementy te stanowią modele przelyku, woreczka żółciowego, wątroby, trzustki, żołądka, jelita cienkiego, jelita grubego oraz odbytnicy. Zestaw ten zaprojektowany został w celach edukacyjnych oraz w celu ćwiczenia zdolności manualnych operatora. Dzięki haczykom umieszczonym w każdym z komponentów operator może chwytać i przenosić elementy w określone miejsce na planszy (rys.5).

6. Kolejnym zestawem jest model 3D kręgosłupa. Kręgosłup ukazujący anatomiczny kształt odcinka szyjnego, piersiowego, lędźwiowego oraz kości krzyżowej i ogonowej (rys.6).

7. Zestaw stanowiący egzemplifikację logo Koła Naukowego, którego członkowie są autorami projektu. Zestaw także umożliwia ćwiczenia manualne z wykorzystaniem technik laparoskopowych. Został on wykonany w celu pokazania różnorodności kształtów możliwych do uzyskania dzięki zastosowaniu druku 3D.

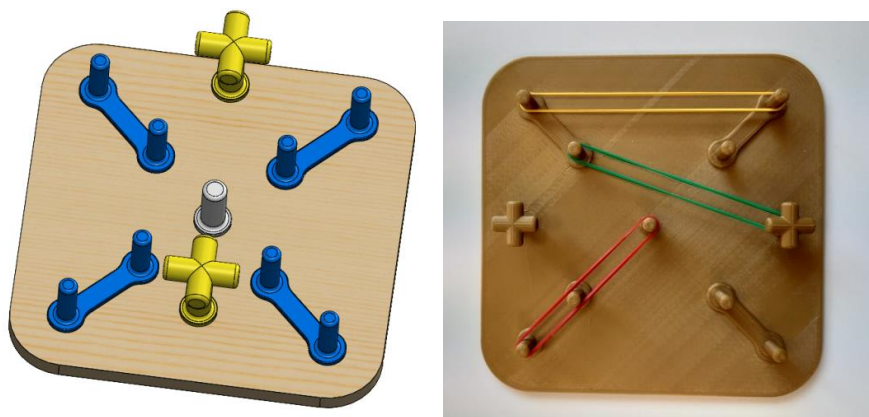
Ćwiczenia na symulatorze rozpoczynają się od nauki manipulacji narzędziami laparoskopowymi na samych zadaniach (rys.7 z lewej strony). Kolejnym etapem jest wykonywanie zadań umieszczonych w obudowie korpusu z wykorzystaniem kamery (rys.7 z prawej strony). Taka konsytuacja daje możliwość zwiększania stopnia trudności i poziomu zaawansowania treningu na symulatorze do operacji laparoskopowych.



Rys.2. Zestaw ćwiczeniowy do chwytania prostych kształtów:
wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), model fizyczny (z prawej)



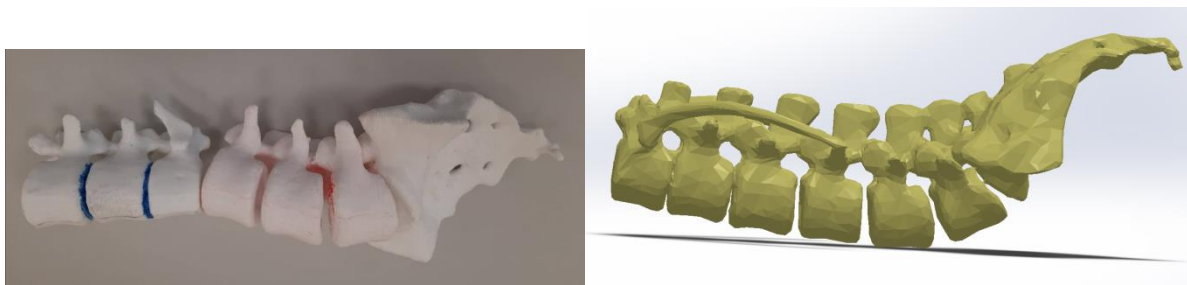
Rys.3. Zestaw ćwiczeniowy do chwytania obłych kształtów:
wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), model fizyczny (z prawej)



Rys.4. Zestaw ćwiczeniowy do koordynacji obu rąk:
wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), model fizyczny (z prawej)



**Rys.5. Zestaw ćwiczeniowy - anatomiczne organy:
wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), model fizyczny (z prawej)**



**Rys.6. Zestaw ćwiczeniowy - kręgosłup:
wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), model fizyczny (z prawej)**



Rys.7. Rodzaje treningu na тренаżerze: trening na samym zestawie ćwiczeniowym - wizualizacja wykonana w programie SolidWorks2020 (z lewej), trening na stanowisku z kamerą (z prawej)

4. WNIOSKI

Operacje laparoskopowe zyskują coraz większą popularność, dlatego ważnym aspektem jest możliwość treningu w bezpiecznych warunkach.

Proponowane rozwiązanie jest nowatorskie. Wyróżniający się anatomiczny kształt trenera zapewnia odwzorowanie ludzkiego organizmu. Proponowane do wykorzystania algorytmny ćwiczeń i zadań oraz szeroki asortyment narzędzi pozwalają na symulację zabiegów laparoskopowych.

Zaletą projektu jest atrakcyjny i efektowny wygląd trenera. Korpus ma kształt identyczny z kształtem męskiej klatki piersiowej, co stanowi niespotykane rozwiązanie. W zestawieniu z prostymi, niemalże prostopadłościennymi, trenerami obecnie występującymi na rynku projekt jest znacznie bardziej zajmujący i niekomercyjny.

Dzięki wykorzystaniu druku 3D istnieje możliwość dodruku nowych elementów (zarówno nowych, innych zestawów ćwiczeń, jak i uszkodzonych elementów konstrukcji). Ograniczeniem w wymyślaniu zadań jest jedynie wyobraźnia konstruktora.

LITERATURA

- [1].Budziński R., Michalik M., Frask A.: Education in laparoscopic surgery, *Videosurgery and Other Miniinvasive Techniques*, vol. 3 (1), 2008, p. 22–29.
- [2].Cienciała A., Zelek M., Puka D.: Początki laparoskopii w Krakowie. *Nowości w chirurgii–wybrane zagadnienia, Państwo i Społeczeństwo*, nr 4, 2016, s. 127-132.
- [3].Dąbrowiecki S, Szczęsny W.: The role of the laparoscopy in contemporary diagnostics, *Videosurgery and Other Miniinvasive Techniques*, vol. 1, 2006, p. 33-39.
- [4].Gerges F. J., Kanazi G. E., Jabbour-Khoury S. I.: Anesthesia for laparoscopy: a review. *Journal of clinical anesthesia*, vol. 18 (1), 2006, p. 67-78.
- [5].Schubert C., Van Langeveld M. C., Donoso L. A.: Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs, *British Journal of Ophthalmology*, vol. 98(2), 2014, p.159-161.
- [6].Siemiński P., Budzik G.: Techniki przyrostowe: druk drukarki 3D, *Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej*, Warszawa 2015, s.13-14.
- [7].Stefanowicz M, Kaliciński P. (red): *Podstawy chirurgii minimalnego dostępu*, Warszawa 2019, s. 9-16.
- [8].<https://www.medme.pl/choroby/chirurgia-laparoskopowa> (dostęp dnia 29.05.2021).

CONSTRUCTION OF A LAPAROSCOPIC SURGERY TRAINER

Abstract: The article presents the concept of a laparoscopic surgery trainer and a set of proposed exercises. The laparoscopic trainer, also known as a laparoscopic surgical simulator, enables doctors and medical students to improve their laparoscopic surgery techniques. 3D printing technique using the FDM method was used to produce the elements of the prototype set.