INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA

ZAGADNIENIA WYBRANE

Praca zbiorowa pod redakcją
Marka GZIKA
Wojciecha WOLAŃSKIEGO
Roberta MICHNIKA
Jacka JURKOJCIA

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ
GLIWICE 2024

MONOGRAFIA

INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA

ZAGADNIENIA WYBRANE

Praca zbiorowa pod redakcją
Marka GZIKA
Wojciecha WOLAŃSKIEGO
Roberta MICHNIKA
Jacka JURKOJCIA

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ
GLIWICE 2024
UIW 48600

Opiniodawcy
Prof. dr hab. inż. Andrzej BURGHARDT
Prof. dr hab. inż. Jolanta PAUK

Kolegium redakcyjne
REDAKTOR NACZELNY – Dr hab. inż. Barbara KULESZ, prof. PŚ
REDAKTOR DZIAŁU – Dr hab. inż. Janusz SZEWCZENKO, prof. PŚ
SEKRETARZ REDAKCJI – Mgr Monika MOSZCZYŃSKA-GŁOWACKA

Wydano za zgodą
Rektora Politechniki Śląskiej

Monografia finansowana z Subwencji na utrzymanie i rozwój potencjału badawczego
Nr 07/030/BK_24/2073

Redakcja językowa
Mgr Joanna BULSKA

Redakcja techniczna
Ewa TENEROWICZ

Skład i łamanie
Joanna JENCZEWSKA-PAJKA

Projekt okładki
Witold SUCHOŃ

e-ISBN 978-83-68390-02-5

© Copyright by
Wydawnictwo Politechniki Śląskiej
Gliwice 2024

SPIS TREŚCI

1. BADANIA KINEMATYCZNE METOD WCHODZENIA I WYCHODZENIA Z ŁÓŻKA 5
S. SUCHOŃ, M. BURKACKI, M. CHRZAN, M. PLES, P. SZAFLIK, H. ZADOŃ, P. WODARSKI

2. PARAMETRYCZNY MODEL AORTY CZŁOWIEKA JAKO NARZĘDZIE LEKARZA I INŻYNIERA 18
K. HEINCE, E. KAWLEWSKA, S. SUCHOŃ, M. BURKACKI, M. CHRZAN

3. ANALIZA STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH..... 36
M. KOPERSKA, W. WOLAŃSKI, M. BURKACKI

4. MODELOWANIE REKONSTRUKCJI ŻUCHWY 64
I. ŁYSY, W. WOLAŃSKI, M. BURKACKI

5. PROJEKTOWANIE MECHATRONICZNYCH URZĄDZEŃ Z FUNKCJĄ PIONIZACJI DLA OSÓB NIEPEŁNOSPRAWNYCH..... 92
W. WOLAŃSKI, S. SUCHOŃ, P. WODARSKI, K. JOSZKO, M. BURKACKI, R. KOWOLIK

6. PROJEKTOWANIE STRUKTURY MECHANICZNEJ EGZOSZKIELETU KOŃCZYNY GÓRNEJ 117
M. SOBIECH, A. MICHNIK, A. SOBOTNICKI, W. WOLAŃSKI

7. WYBRANE BADANIA TRYBU ŚLEDZENIA RUCHU ROBOTA REHABILITACYJNEGO 146
A. MICHNIK, M. SOBIECH, J. WRÓBEL, R. MICHNIK

Streszczenie..... 156

CONTENTS

1. KINEMATIC STUDIES OF METHODS OF GETTING IN AND OUT OF BED 5

S. SUCHOŃ, M. BURKACKI, M. CHRZAN, M. PLES, P. SZAFLIK, H. ZADOŃ, P. WODARSKI

2. PARAMETRIC MODEL OF THE HUMAN AORTA AS A DOCTOR'S AND ENGINEER'S TOOL 18

K. HEINCE, E. KAWLEWSKA, S. SUCHOŃ, M. BURKACKI, M. CHRZAN

3. ANALYSIS OF LUMBAR SPINE STABILISATION USING THE FINITE ELEMENT METHOD 36

M. KOPERSKA, W. WOLAŃSKI, M. BURKACKI

4. MODELING OF MANDIBLE RECONSTRUCTION 64

I. ŁYSY, W. WOLAŃSKI, M. BURKACKI

5. DESIGN OF MECHATRONIC DEVICES WITH A VERTICALITY FUNCTION FOR DISABLED PEOPLE 92

W. WOLAŃSKI, S. SUCHOŃ, P. WODARSKI, K. JOSZKO, M. BURKACKI, R. KOWOLIK

6. DESIGN OF THE MECHANICAL STRUCTURE OF THE UPPER LIMB EXOSKELETON 117

M. SOBIECH, A. MICHNIK, A. SOBOTNICKI, W. WOLAŃSKI

7. SELECTED STUDIES OF THE MODE MOVEMENT TRACKING OF A REHABILITATION ROBOT 146

A. MICHNIK, M. SOBIECH, J. WRÓBEL, R. MICHNIK

Abstract 159

Sławomir SUCHOŃ[1], Michał BURKACKI[1], Miłosz CHRZAN[1],
Marek PLES[1], Piotr SZAFLIK[1], Hanna ZADOŃ[1], Piotr WODARSKI[1]

1. BADANIA KINEMATYCZNE METOD WCHODZENIA I WYCHODZENIA Z ŁÓŻKA

1.1. Wstęp

Aktywność związana z wchodzeniem i wychodzeniem z łóżka stanowi jedną z podstawowych czynności codziennych [6] [5]. Pomimo pozornej prostoty istnieje wiele sposobów jej wykonywania, z których niektóre zostały opracowane specjalnie dla osób z ograniczoną mobilnością, takich jak pacjenci dochodzący do siebie po zabiegach chirurgicznych, np. po cesarskim cięciu [10] [18].

W niniejszym badaniu szczegółowo zarejestrowano dane kinematyczne oraz rozkład nacisku na macie umieszczonej na powierzchni symulującej łóżko dla trzech metod: techniki naturalnej, techniki z wyłączeniem użycia kończyn górnych oraz techniki rekomendowanej po cesarskim cięciu. Uzyskane dane pozwalają na wszechstronną analizę kolejnych faz cyklu ruchowego podczas wchodzenia i wychodzenia z łóżka. Szczegółowe badanie poszczególnych etapów każdej z technik przyczynia się do głębszego zrozumienia tych procesów oraz oceny skuteczności metod zalecanych dla osób z ograniczeniami ruchowymi.

1.2. Metodologia badania

W badaniach eksperymentalnych uczestniczył zdrowy fizycznie mężczyzna (wzrost 184 cm, masa ciała 85 kg). Kinematyka ruchu została zarejestrowana za pomocą systemu Noraxon MyoMotion, składającego się z szesnastu sensorów IMU. Sensory

[1] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice.

umieszczono zgodnie z zaleceniami producenta w następujących miejscach: głowa, górny odcinek kręgosłupa, lewe/prawe ramię, lewe/prawe przedramię, lewa/prawa dłoń, dolny odcinek kręgosłupa, miednica, lewe/prawe udo, lewe/prawe podudzie oraz lewa/prawa stopa [9].

Rozkład nacisku podczas procedury pionizacji dokumentowano za pomocą platformy Zebris FDM-3 (Zebris Medical GmbH, Niemcy) o wymiarach 307 × 60,5 cm, wyposażonej w 22 528 czujników i działającej z częstotliwością rejestracji 100 Hz [12].

Synchronizację platformy Zebris z systemem Noraxon przeprowadzono w programie Noraxon MR3.19. Całość badania została również szczegółowo udokumentowana za pomocą nagrań wideo. Procedury odbywały się na powierzchni podniesionej o 59 cm względem podłogi. Przed pomiarami dokonano kalibracji zarówno systemu Noraxon, jak i platformy Zebris.

Badanie miało na celu rejestrację kinematyki ciała oraz map nacisku podczas przechodzenia z pozycji stojącej do leżącej oraz powrotu do pozycji stojącej (wejście do łóżka i wyjście z niego). Testy obejmowały trzy różne techniki, każdą z procedur powtórzono trzykrotnie.

- **Technika A** (naturalna): wykonywana w sposób naturalny, z możliwością wspomagania się kończynami górnymi podczas siadania, obracania ciała i kładzenia się.
- **Technika B**: wykonywana bez użycia kończyn górnych, co oznacza brak podparcia na dłoniach lub łokciach.
- **Technika C**: zalecana dla osób z problemami kręgosłupa lub po cesarskim cięciu.

Technika A (naturalna) przebiegała podobnie do techniki B, z tą różnicą, że uczestnik mógł korzystać z kończyn górnych jako wsparcia. Pomoc ta była obserwowana podczas siadania, obracania ciała i kładzenia się, a w trakcie wstawania uczestnik opierał się na łokciach, co ułatwiało płynne przejście do pozycji stojącej.

Technika B rozpoczynała się od pozycji stojącej, przy czym uczestnik stał tyłem do wyznaczonej powierzchni do leżenia. Następnie przechodził do pozycji siedzącej bez użycia kończyn górnych, po czym kolejno unosił nogi i obracał ciało. Wstawanie polegało na przejściu z pozycji leżącej do siedzącej, również bez użycia rąk.

Technika C składała się z wyraźnie zdefiniowanych etapów, począwszy od przejścia z pozycji stojącej do siedzącej, z intensywnym wsparciem kończynami górnymi. Kolejne fazy obejmowały przejście do pozycji leżącej bokiem z podparciem na łokciu, a następnie stopniowe unoszenie każdej kończyny górnej. Ostatnia faza polegała na przejściu z pozycji leżącej bokiem do pozycji leżącej na plecach, a powrót do pozycji

stojącej odbywał się w sposób iteracyjny. Szczególny nacisk położono na unikanie gwałtownych ruchów oraz angażowania mięśni brzucha.

Podczas wykonywania badanych czynności nie wyznaczano limitu czasowego osobie badanej. Pomiędzy procedurami kładzenia się i wstawania wprowadzono krótką przerwę w pozycji pionowej.

Rys. 1.1. Stanowisko badawcze wraz z wyposażeniem
Fig. 1.1. Research stand with equipment

1.3. Wyniki

Analiza kinematyczna ujawniła wspólne trajektorie zgięcia kręgosłupa szyjnego i piersiowego podczas kładzenia się we wszystkich technikach [7] [11]. Zgięcie odcinka lędźwiowego w technikach A i B wykazywało podobną dynamikę, podczas gdy technika C charakteryzowała się odmiennym wzorcem ruchu. W technikach A i B zgięcie lędźwiowe stopniowo zwiększało się do około połowy cyklu, po czym zmniejszało się, natomiast w technice C osiągało maksimum około 15% cyklu i utrzymywało się na stabilnym poziomie od 20% do 70% cyklu.

Zakres ruchu poszczególnych segmentów kręgosłupa różnił się w zależności od techniki, wynosząc od 36° (technika A, pozycja siedząca, kręgosłup szyjny) do 66° (technika B, pozycja siedząca, kręgosłup lędźwiowy).

Profil rozkładu obciążenia wykazał wczesne zaangażowanie kończyn górnych w technice C, w której niemal całe obciążenie spoczywało na rękach podczas początkowej fazy leżenia. W kolejnych fazach technik A i C obciążenie przenosiło się na mięśnie pośladkowe. Warto zauważyć, że w technice C pośladki nie podtrzymywały

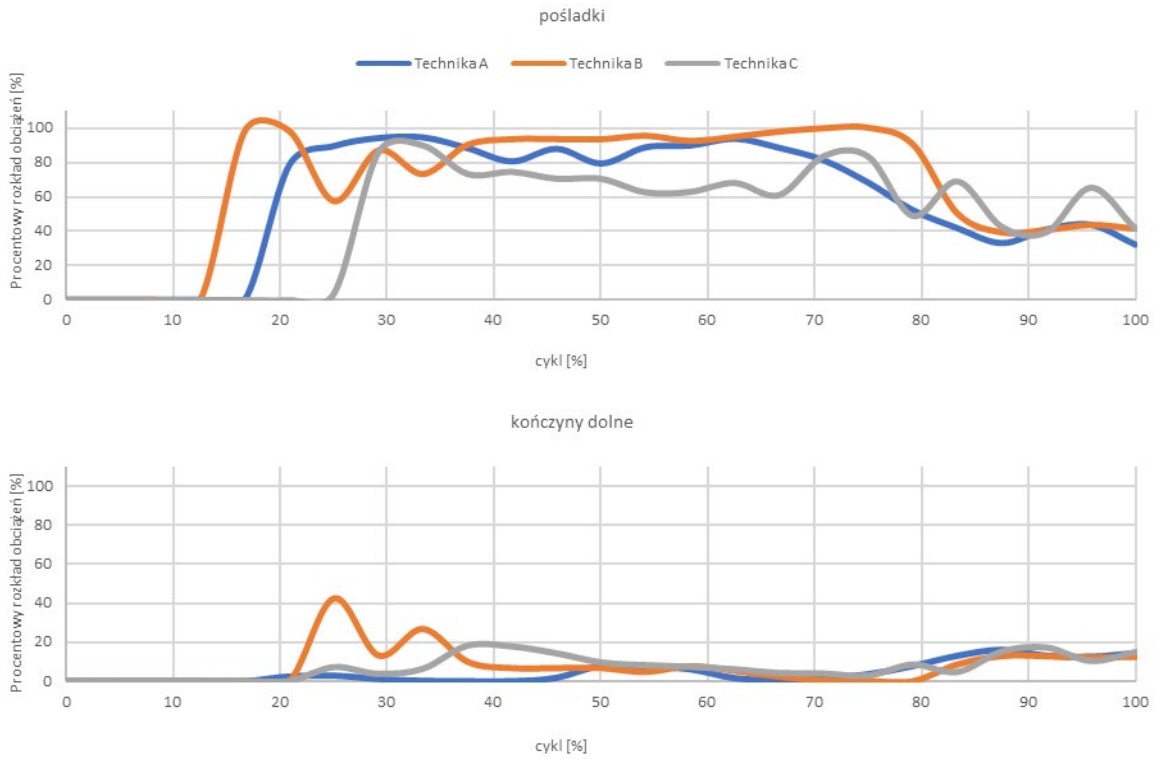
tak dużego ciężaru jak w pozostałych metodach. Do momentu kontaktu tylnej części ciała z powierzchnią obciążenie było w znacznej mierze wspierane przez kończyny górne i dolne. Wzorzec obciążenia pleców pozostawał spójny we wszystkich trzech technikach.

Podczas pozycji leżącej rozkład obciążenia przedstawiał się następująco: głowa podtrzymywała około 10% ciężaru, pośladki około 40%, plecy około 40%, a kończyny dolne około 10%.

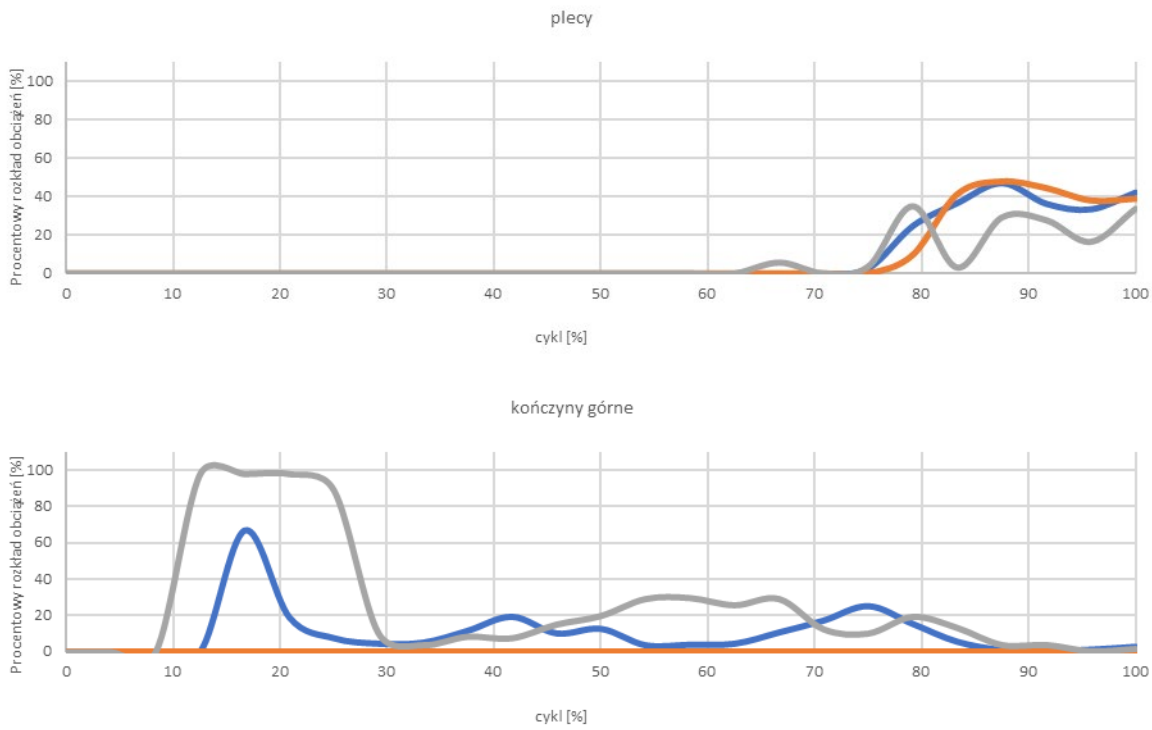
W fazie wstawania kinematyka kręgosłupa wykazywała podobne wzorce w technikach A i B. Chociaż kinematyka odcinka lędźwiowego i piersiowego w technice C była porównywalna, zmiany były mniej dynamiczne w początkowej jednej trzeciej cyklu. Wyraźne różnice pomiędzy technikami A i B a techniką C były widoczne na wykresie kinematyki odcinka lędźwiowego.

Analiza punktów kontaktu z powierzchnią, wizualnie przedstawiona na rysunku 1.2 wykazała, że technika B, charakteryzująca się wykluczeniem zaangażowania kończyn górnych, generowała najmniejszą liczbę punktów kontaktowych. Z kolei techniki A i C miały porównywalną liczbę kontaktów z powierzchnią ciała, przy czym technika C wyróżniała się wydłużonym czasem trwania tych interakcji.

1.3.1. Przejście z pozycji stojącej do leżącej

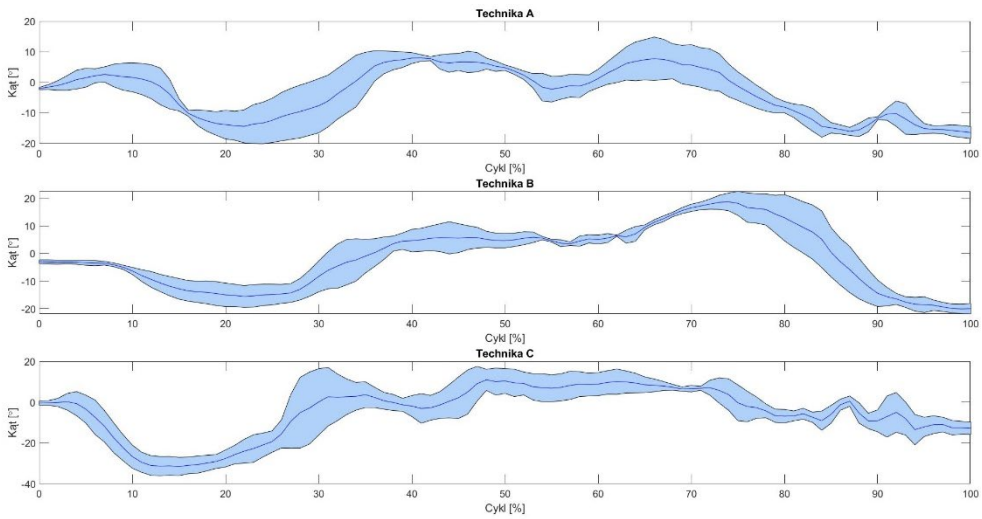


Rys. 1.2.



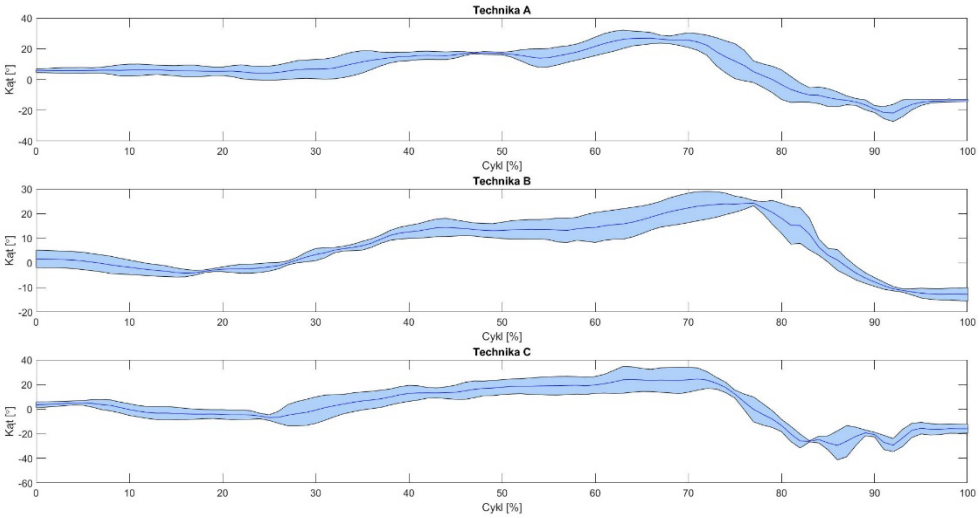
Rys. 1.2. Rozkład obciążenia poszczególnych segmentów ciała w kontakcie z powierzchnią dla różnych technik wertykalizacji ciała (kładzenia się)

Fig. 1.2. Distribution of body segment load in contact with the surface for different body verticalization techniques (lying down)



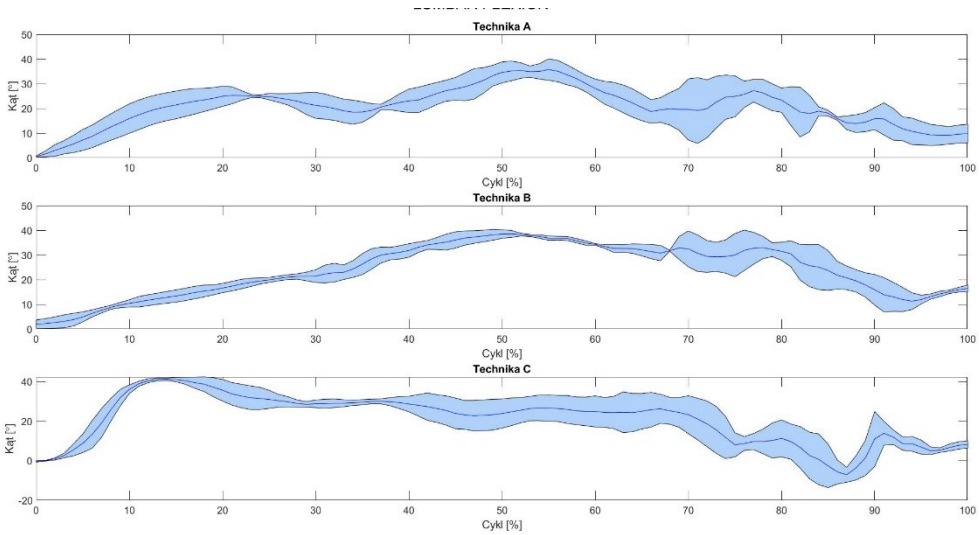
Rys. 1.3. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka szyjnego kręgosłupa w trakcie wertykalizacji ciała (kładzenia się)

Fig. 1.3. Comparison of cervical spine flexion angle trajectories during body verticalization (lying down)



Rys. 1.4. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka piersiowego kręgosłupa w trakcie wertykalizacji ciała (kładzenia się)

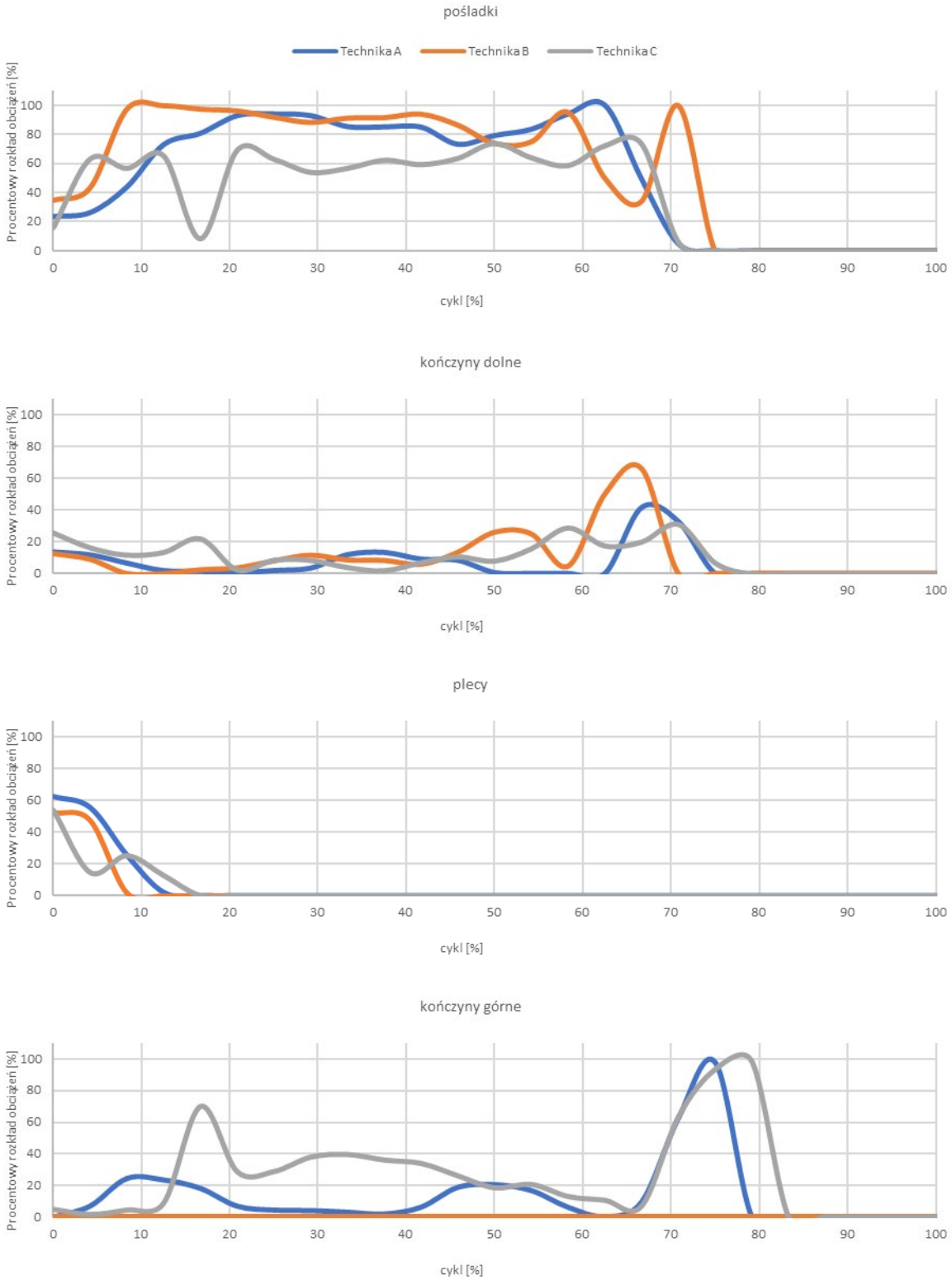
Fig. 1.4. Comparison of thoracic spine flexion angle trajectories during body verticalization (lying down)



Rys. 1.5. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka lędźwiowego kręgosłupa w trakcie wertykalizacji ciała (kładzenia się)

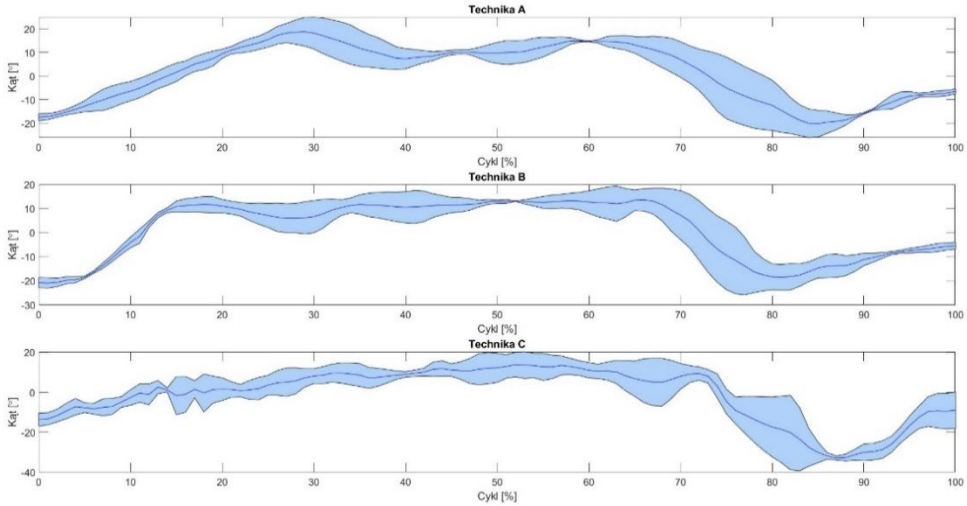
Fig. 1.5. Comparison of lumbar spine flexion angle trajectories during body verticalization (lying down)

1.3.2. Przejście z pozycji leżącej do stojącej



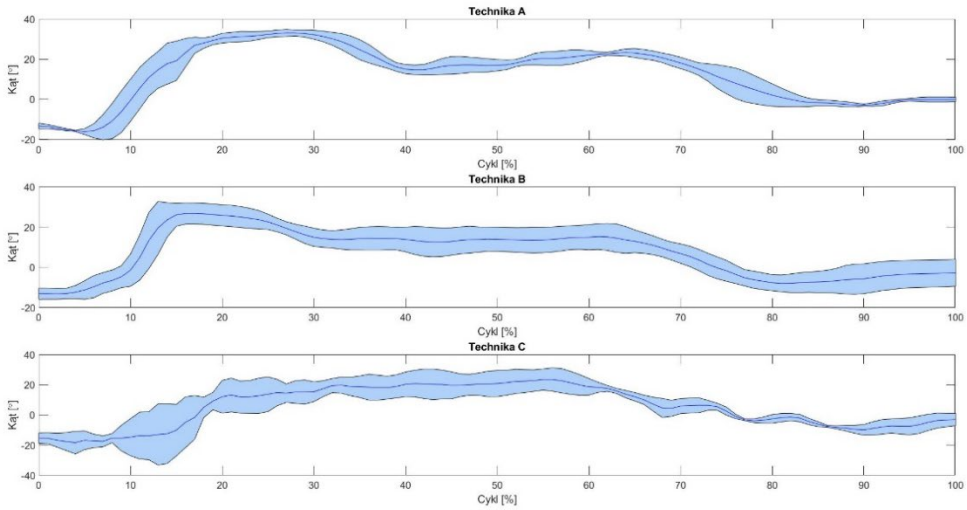
Rys. 1.6. Rozkład obciążenia poszczególnych segmentów ciała w kontakcie z powierzchnią dla różnych technik pionizacji ciała (wstawanie)

Fig. 1.6. Distribution of body segment load in contact with the surface for different body verticalization techniques (standing up)



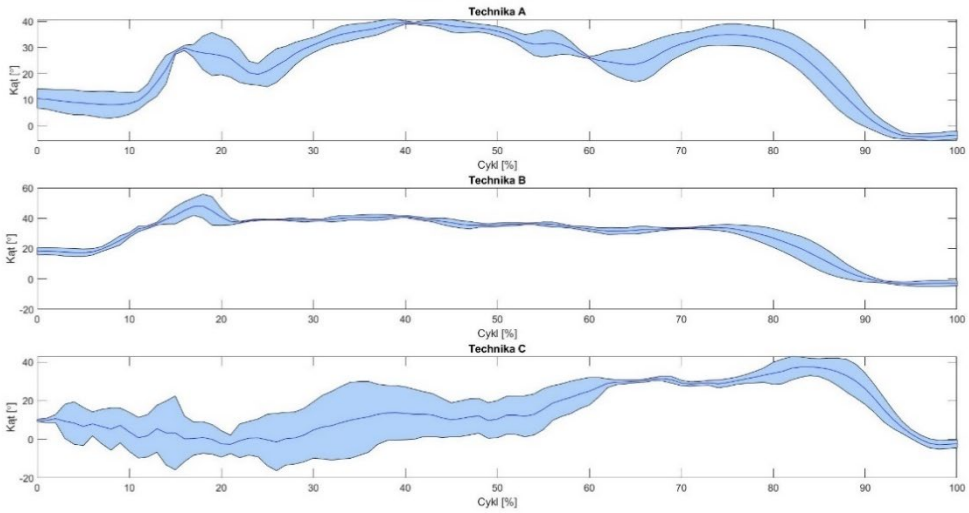
Rys. 1.7. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka szyjnego kręgosłupa w trakcie pionizacji ciała (wstawanie)

Fig. 1.7. Comparison of cervical spine flexion angle trajectories during body verticalization (standing up)



Rys. 1.8. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka piersiowego kręgosłupa w trakcie pionizacji ciała (wstawanie)

Fig. 1.8. Comparison of thoracic spine flexion angle trajectories during body verticalization (standing up)



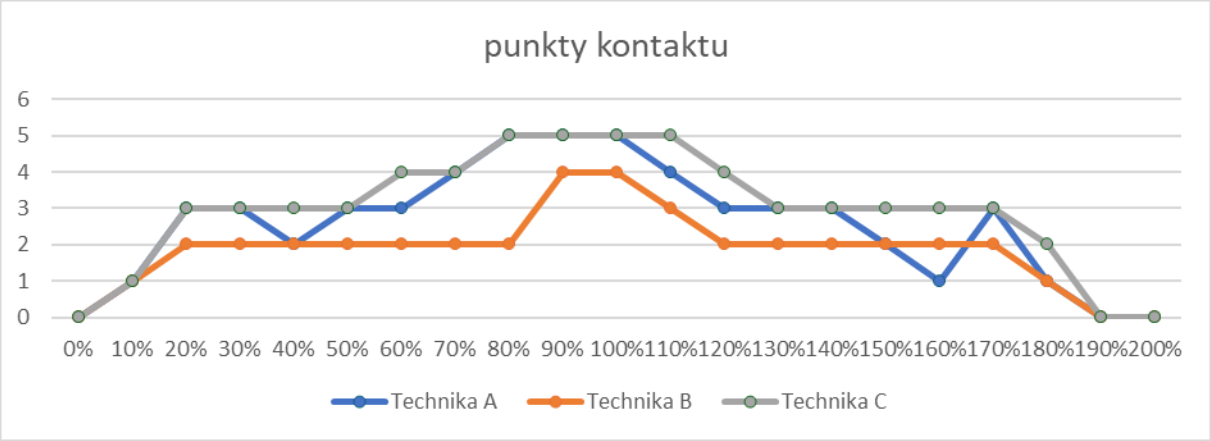
Rys. 1.9. Porównanie przebiegów kąta zgięcia odcinka lędźwiowego kręgosłupa w trakcie pionizacji ciała (wstawanie)

Fig. 1.9. Comparison of lumbar spine flexion angle trajectories during body verticalization (standing up)

Tabela 1

Zakresy ruchu segmentów ciała w trakcie kładzenia się i wstawania dla technik A, B i C

	kładzenie się			wstawanie		
	A	B	C	A	B	C
Zgięcie odcinka szyjnego kręgosłupa [°]	36 (-20÷16)	43 (-21÷22)	56 (-37÷19)	51 (-27÷24)	44 (25÷19)	59 (-39÷20)
Zgięcie odcinka lędźwiowego [°]	57 (-20÷37)	53 (-18÷35)	66 (-35÷31)	58 (-17÷41)	64 (-8÷56)	60 (-18÷42)
Zgięcie odcinka piersiowego kręgosłupa [°]	61 (33÷-28)	45 (29÷-16)	62 (38÷-24)	56 (-20÷36)	52 (-18÷34)	65 (-33÷32)



Rys. 1.10. Liczba punktów kontaktu ciała z podłożem w trakcie pełnego cyklu kładzenie się – wstawanie dla różnych technik
Fig. 1.10. Number of body contact points with the ground during a full lying down–standing up cycle for different techniques

1.4. Dyskusja

Dokładna analiza rozkładu nacisku oraz danych kinematycznych podczas różnych procedur wchodzenia i wychodzenia z łóżka dostarcza cennych informacji na temat subtelnych różnic między poszczególnymi strategiami.

Kinematyka poszczególnych segmentów kręgosłupa w technikach A i B wykazuje pewne podobieństwa, podczas gdy w technice C obserwuje się zauważalne różnice we wzorcach ruchu. Techniki A i B charakteryzują się stopniowym wzrostem, a następnie spadkiem zgięcia odcinka lędźwiowego, natomiast technika C prezentuje unikalny wzorzec szczytu i plateau. Zrozumienie tych subtelności jest kluczowe dla rekomendowania optymalnej metody w zależności od potrzeb i stanu zdrowia pacjenta [2] [14].

Analizując zakres ruchu poszczególnych segmentów kręgosłupa, można stwierdzić, że technika C wymaga od pacjenta osiągnięcia większego zakresu ruchu (z wyjątkiem odcinka lędźwiowego podczas wstawania, gdzie najwyższa wartość przypada na technikę B).

Profile rozkładu obciążenia wskazują na odmienną rolę kończyn górnych w technice C, szczególnie w początkowej fazie kładzenia się. Podkreśla to potencjalne korzyści wynikające z angażowania kończyn górnych w określonych sytuacjach. Dodatkowo zmniejszone obciążenie pośladków w technice C może przynosić korzyści osobom z określonymi schorzeniami lub pooperacyjnymi ograniczeniami, np. w przypadku

odleżyn [1]. Dalsze badania nad tymi wzorcami rozkładu obciążenia mogą przyczynić się do opracowania spersonalizowanych zaleceń dotyczących technik wchodzenia do i wychodzenia z łóżka [8].

Analiza kinematyki i zakresu ruchu (ROM) nie sugeruje jednoznacznie, że technika C powinna być preferowana u pacjentów o ograniczonej mobilności. Dopiero uwzględnienie liczby punktów kontaktu oraz rozkładu obciążenia na różne części ciała wskazuje na przewagę procedury C nad pozostałymi technikami.

Zwiększona liczba punktów kontaktowych oraz wydłużony czas wsparcia zmniejszają zaangażowanie mięśni tułowia. W przeciwieństwie do tego brak wsparcia w technice B, gdzie w pewnym momencie jedynymi punktami kontaktowymi z powierzchnią są kończyny dolne i pośladki, powoduje brak podparcia dla całego łańcucha segmentów kręgosłupa [4] [15]. To wymusza większy wysiłek mięśni tułowia, zwłaszcza mięśni brzucha. Unikanie takiej sytuacji może znacząco poprawić komfort i ogólne samopoczucie, szczególnie u osób po zabiegach operacyjnych.

Chociaż niniejsze badanie dostarcza wartościowych spostrzeżeń, należy zwrócić uwagę na jego ograniczenia. Analiza obejmowała jednego uczestnika, a rozszerzenie badania na bardziej zróżnicowaną populację zwiększyłoby możliwość uogólnienia wyników. Ponadto w przyszłych badaniach warto zbadać długoterminowe skutki i potencjalny dyskomfort związany z poszczególnymi technikami, co mogłoby przyczynić się do wdrożenia technik rehabilitacyjnych z wykorzystaniem robotów wspomagających [17].

1.5. Wnioski

Podsumowując, należy zauważyć, że badanie wskazuje, iż spersonalizowane zalecenia dotyczące technik wchodzenia i wychodzenia z łóżka są kluczowe dla optymalizacji komfortu i dobrostanu pacjentów, szczególnie tych z ograniczeniami pooperacyjnymi oraz osób starszych [3]. Zaobserwowane korzyści wynikające z techniki C, w tym zwiększona liczba punktów kontaktu i zmniejszone obciążenie określonych części ciała, podkreślają jej potencjalne zalety dla osób z konkretnymi potrzebami [13] [16].

Pomimo dostarczenia wartościowych informacji należy uwzględnić ograniczenia tego badania. Ze względu na udział jednego uczestnika konieczne jest rozszerzenie przyszłych badań o bardziej zróżnicowaną populację, co zwiększyłoby możliwość uogólnienia wyników. Ponadto badanie długoterminowych konsekwencji i potencjalnego

dyskomfortu związanego z każdą metodą pozostaje istotnym kierunkiem badań, przyczyniając się do bardziej kompleksowego zrozumienia aktywności związanych z łóżkiem u osób z ograniczoną mobilnością.

Podziękowania

Przedstawiona praca jest wynikiem zadania badawczego realizowanego przez młodych naukowców (BKM) w ramach projektu „Badania biomechaniczne reakcji sił podłoża działających na ciało człowieka w pozycjach dnia codziennego”.

Bibliografia

1. Bhattacharya S., Mishra R.K., Pressure ulcers: Current understanding and newer modalities of treatment, Indian J Plast Surg, 2015, 48(1):4-16, DOI: 10.4103/0970-0358.155260
2. Gatton M.L., Pearcy M.J., Kinematics and movement sequencing during flexion of the lumbar spine, Clin Biomech, 1999, 14(6):376-83, DOI: 10.1016/s0268-0033(98)00109-0
3. Hagihara A., Harada F., Shimakawa H., Estimation of posture and prediction of the elderly getting out of bed using a body pressure sensor, Int J Electr Comput Eng, 2021, 11(2):1208-1222, DOI: 10.11591/ijece.v11i2.pp1208-1222
4. Gignoux P., Lanhers Ch., Dutheil F., Boutevillain L., Pereira B., Coudeyre E., Non-rigid lumbar supports for the management of non-specific low back pain: A literature review and meta-analysis, Ann Phys Rehabil Med, 2022, 65(1):101406, DOI: 10.1016/j.rehab.2020.05.010
5. Liu Y., Hu W., Kasal A., Erdil Y.Z., The State of the Art of Biomechanics Applied in Ergonomic Furniture Design, Appl. Sci. 2023, 13:12120, DOI: 10.3390/app132212120
6. Merryweather A., Morse J., Doig A., Godfrey N., Loswick D., Effects of bed height on the biomechanics of hospital bed entry and egress., Work, 2015, 52(3):707-713, DOI: 10.3233/WOR-152110
7. Moon K.S., Gombatto S.P., Phan K., Ozturk Y., Extraction of Lumbar Spine Motion Using a 3-IMU Wearable Cluster, Sensors (Basel), 2022, 23(1):182, DOI: 10.3390/s23010182

8. Mount J., Kresge L., Klaus G., Mann L., Palomba C., Movement Patterns Used by the Elderly When Getting Out of Bed, Department of Physical Therapy Faculty Papers, 2006, 24, DOI: 10.1080/J148v24n03_03
9. myoMOTION Hardware User Manual, Noraxon U.S.A. Inc., 2018, https://www.noraxon.com/noraxon-download/myomotion-system-user-manual/. Accessed 21 December 2023
10. Rachida M., Abdelhamid S., Hadjer Z., Nadia F., Effects of early rehabilitation on enhanced recovery after caesarean section. Afr J Reprod Health, 2023, 27(9):134-142, DOI: 10.29063/ajrh2023/v27i9.14
11. Shum G.L., Crosbie J., Lee R.Y., Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity, Spine, 2005, 30(23):e697-702, DOI: 10.1097/01.brs.0000188255.10759.7a
12. Specifications and Operating Instructions: Zebris FDM-T System, Zebris Medical GmbH, 2019, https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte_Versionen/FDM-T_Hardware-Manual_160119_en.pdf, Accessed 20 December 2023
13. Usmani A.R., Kotowski S.E., Kim J., Huston T.R., Davis K.G., Biomechanical investigation of optimal bed height for egressing and ingressing hospital beds, Hum Factors in Healthcare, 2023, 20023(4):100053, DOI: 10.1016/j.hfh.2023.100053
14. Vaisy M., Gizzi L., Petzke F., Consmüller T., Pfingsten M., Falla D., Measurement of Lumbar Spine Functional Movement in Low Back Pain, Clin J Pain, 2015, 31(10):876-85, DOI: 10.1097/AJP.0000000000000190
15. van Duijvenbode I.C., Jellema P., van Poppel M.N., van Tulder M.W., Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain, Cochrane Database Syst Rev., 2008, 2008(2):CD001823, DOI: 10.1002/14651858
16. Wiggermann N., Biomechanical Evaluation of a Bed Feature to Assist in Turning and Laterally Repositioning Patients, Hum Factors, 2016, 58(5):748-757, DOI: 10.1177/0018720815612625
17. Wolański W., Michnik R., Suchoń S., Burkacki M., Chrzan M., Zadoń H., Szaflik P., Szefler-Derela J., Wasiuk-Zowada D., Analysis of the Possibility of Using the UR10e Cobot in Neurological Treatment, Actuators, 2023, 12(7):268, DOI: 10.3390/act12070268
18. Xue L.L., Zhang J.Z., Shen H.X. et al, The application of rapid rehabilitation model of multidisciplinary cooperation in cesarean section and the evaluation of health economics, Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2019, 99(42): 3335-3339, DOI: 10.3760/cma.j.issn.0376-2491.2019.42.012

Krzysztof HEINCE[1], Edyta KAWLEWSKA[1], Sławomir SUCHOŃ[1],
Michał BURKACKI[1], Miłosz CHRZAN[1]

2. PARAMETRYCZNY MODEL AORTY CZŁOWIEKA JAKO NARZĘDZIE LEKARZA I INŻYNIERA

2.1. Wstęp

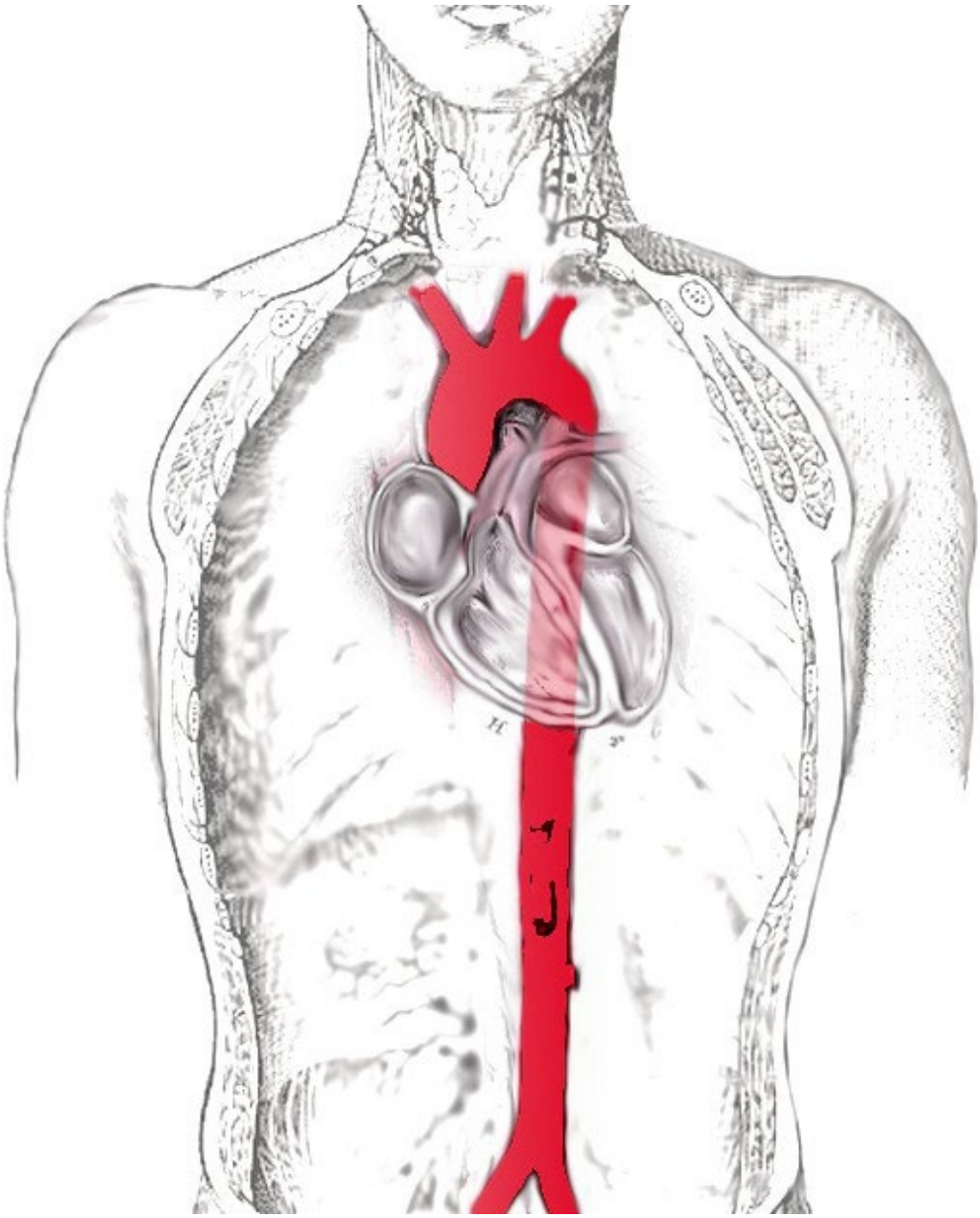
Dzisiejszy rozwój medycyny zmierza w kierunku poprawy dokładności wykonywanych zabiegów. Celem tych działań jest, w jak największym stopniu, minimalizacja powikłań oraz zwiększenie bezpieczeństwa pacjenta. Dążąc ku wyżej wymienionym celom, należy odwzorowywać tkanki i organy ludzkie zarówno pod kątem geometrii, jak i funkcjonalności w możliwie najdokładniejszy sposób. Takie efekty uzyskuje się obecnie przez odpowiednie przygotowanie personelu medycznego, jeszcze zanim zacznie narażać życie i zdrowie pacjenta. We wcześniejszych latach lekarze byli zmuszeni do nauki albo przez wykorzystanie narządów zwierząt, które swoją budową przypominały narządy ludzkie, albo podpatrywanie bardziej doświadczonych reprezentantów swojego zawodu. Stosowanie drugiej metody spośród powyżej wymienionych jest uzasadnione w momencie, gdy jest to metoda uzupełniająca. Brak ćwiczeń praktycznych w trakcie studiów medycznych może być powodem poważnych powikłań dla pacjentów w pracy zawodowej. Jednakże dzisiejszy postęp w rozwoju technologicznym pozwala na całkowicie bezpieczną oraz nieszkodzącą zwierzętom alternatywę dla powyższych możliwości. Mowa tu o produkcji dokładnych modeli konkretnych narządów mających oddawać geometrię oryginału oraz imitować materiał danej tkanki, z której wykonany jest narząd. Ponadto ta metoda umożliwia geometryczne odwzorowanie tkanek patologicznych, których znalezienie w zwierzęcych odpowiednikach jest zdecydowanie trudniejsze.

[1] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice.

Inną drogą rozwoju medycyny jest znaczny postęp w rozwijaniu planowania przedoperacyjnego. W ten sposób możliwe jest dostosowanie leczenia do odosobnionego przypadku. W ten proces angażuje się głównie aparaty diagnostyczne (między innymi wykorzystujące techniki tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego), z których dane po odpowiedniej obróbce można przekształcić w modele CAD, a następnie wyprodukować z wykorzystaniem metody druku 3D. Przez cały proces możliwa jest znacząca poprawa dokładności przeprowadzanego zabiegu, co bezpośrednio zwiększa bezpieczeństwo pacjenta.

2.2. Anatomia aorty

Aorta jest jedną z naczyń należących do grupy tętnic dużych. Ze względu na swoją budowę określa się je jako tętnice sprężyste. Oznacza to, że dzięki zawartym w ścianie włóknom sprężystym może regulować napięcie i wpływać na rozciągliwość konkretnego miejsca aorty [1]. W ten sposób możliwa jest czynna regulacja krwiobiegu powiązana z pracą serca. Mianowicie przy systolicznym zwiększeniu ciśnienia następuje poszerzenie aorty, podczas gdy w trakcie rozkurczu serca aorta zawęża swój przepływ. Wspomaga się w ten sposób pracę serca, zmniejszając różnice ciśnień oraz w pewnym stopniu ujednolicając przepływ krwi.

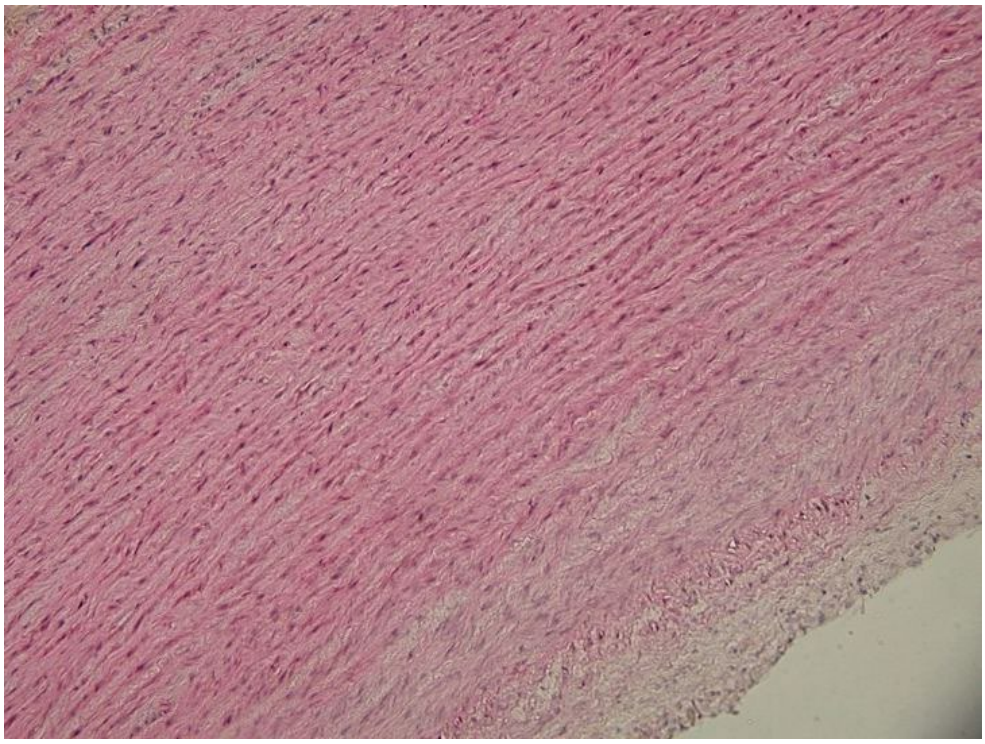


Rys. 2.1. Aorta w ludzkim ciele (źródło: J. Heuser, CC BY-SA 3.0, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=665414)
Fig. 2.1. Aorta in the human body (source: J. Heuser, CC BY-SA 3.0, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=665414)

Gęstość rozlokowania włókien sprężystych zmniejsza się w dalszych częściach aorty, zmieniając stopniowo jej charakter w typ mięśniowy. Ściana aorty składa się z 4 głównych warstw:

- gruba warstwa śródbłonka (ponad 100 μm),
- warstwa podśródbłonkowa – składa się ona z cienkich włókien sprężystych oraz zasadochłonnej istoty podstawnej,

- warstwa środkowa – w jej skład wchodzi kilkadziesiąt (zazwyczaj między 40 a 60) warstw sprężystych o strukturze okienkowatej (z licznymi otworami). Warstwy ułożone są współśrodkowo. Aby układ pozostawał stabilny i spełniał swoją funkcję, między poszczególnymi warstwami znajdują się cienkie błonki sprężyste oraz włókna klejodalne ułożone spiralnie. Wśród tego spiralnego układu można znaleźć komórki mięśniowe gładkie (gwiazdowate z kształtu), których zadanie polega na odpowiednim zwiększaniu napięcia błon sprężystych,
- warstwa zewnętrzna – złożona z luźnej tkanki łącznej oraz mniej licznie ulokowanych, podłużnych mięśni gładkich.



Rys. 2.2. Aorta człowieka, obraz mikroskopowy (CC BY-SA 3.0, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=761541
Fig. 2.2. Human aorta, microscopic image (source: CC BY-SA 3.0, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=761541)

Aortę można podzielić na kilka głównych odcinków:

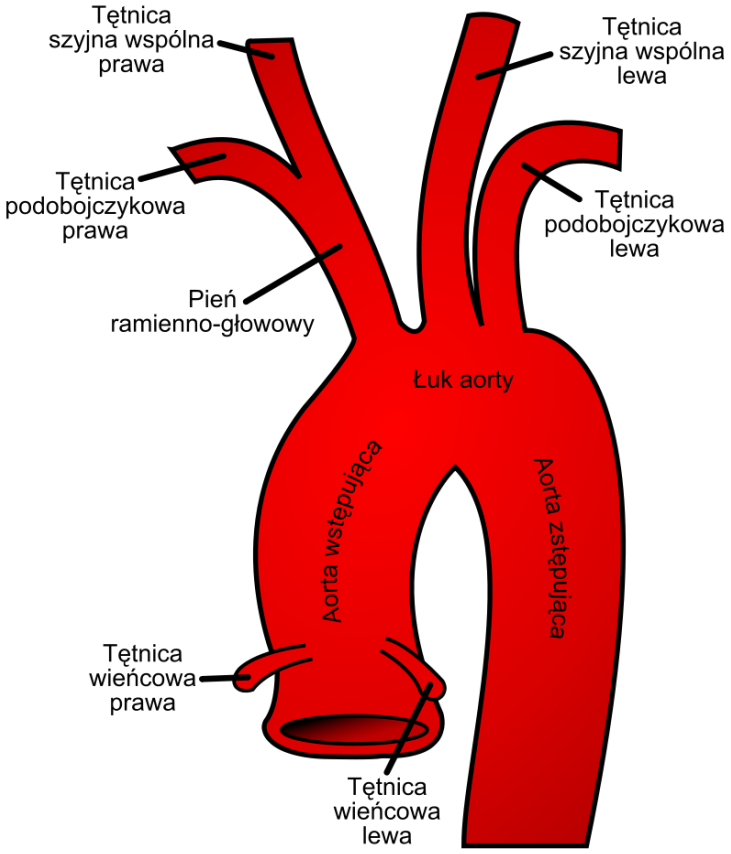
- aorta wstępująca – początkowy odcinek aorty, zaczyna się w opuszce, która powstała z zatok aorty, kończy się wraz z osiągnięciem osierdzia,
- łuk aorty – najbardziej zakręcająca część aorty, łączy aortę wstępującą z aortą zstępującą, z najwyżej położonego brzegu, w jego najwyższym punkcie, odchodzą trzy większe tętnice (pień ramienno-głowowy, tętnica szyjna lewa, tętnica podobojczykowa lewa),

- aorta zstępująca – dzieli się na dwa mniejsze odcinki:
  - aorta piersiowa – najdłuższa część aorty, biegnie aż do rozworu aortowego przepony, ma wiele odchodzących tętnic, w związku z tym jej średnica stopniowa ulega zmniejszeniu,
  - aorta brzuszna – najniżej położony odcinek aorty [2], ze względu na liczne odgałęzienia trzewne jej średnica zauważalnie się zmniejsza, przechodząc na końcu w tętnicę krzyżową pośrodkową, będącą reliktem po tętnicy ogonowej wygasłej na skutek zmian ewolucyjnych człowieka.

Istnieje wiele czynników bezpośrednio przyczyniających się do zmian w kształcie i przebiegu aorty, które zostały opisane powyżej. Z tego względu niemożliwe jest przedstawienie tego narządu tak, by pokrywało się z całością światowej populacji człowieka. Można wyróżnić kilka najważniejszych czynników modyfikujących wiele parametrów związanych z geometrią aorty:

- płeć – standardowo przyjmuje się, że kobieca aorta charakteryzuje się mniejszą średnicą (jest to różnica rzędu kilku milimetrów, które ponadto mogą różnić się w zależności od odcinka);
- wiek – wpływa on znacząco zarówno na wymiary, charakterystykę ściany, jak i przebieg aorty [3]. Z upływem lat stopniowo ulegają osłabieniu właściwości sprężyste aorty. Co za tym idzie, zwiększają się średnica przekroju, a także długość całkowita narządu (głównie w obrębie łuku aorty). Ponadto wraz z wiekiem częściowo zmienia się ułożenie organów okalających aortę, co przekłada się na jej niewielkie przesunięcie;
- odmiany atawistyczne – są to zmiany w kształcie, położeniu oraz liczbie odgałęzień aorty. Jest ich bardzo wiele, aczkolwiek występują stosunkowo rzadko. Nie są one skutkiem przebiegu jednostek chorobowych, a raczej procesu ewolucji człowieka, dlatego możliwe jest znalezienie wielu podobieństw wśród innych gatunków zwierząt. Przykładem tego typu odmian jest między innymi prawostronny łuk aorty czy występowanie tylko jednej tętnicy odchodzącej z łuku aorty;
- odmiany patologiczne – zmiany (najczęściej w kształcie) spowodowane wystąpieniem jednostki chorobowej. Istnieje bardzo wiele chorób, których przebieg może objawiać się w zmianach geometrycznych aorty. Przykładami takich chorób mogą być:
  - miażdżyca (osadzanie się blaszki miażdżycowej wewnątrz naczynia, co powoduje stopniowe zmniejszenie jego światła),

- tętniak (miejscowe, istotnie duże poszerzenie przekroju naczynia; szczególnym typem tętniaka, który może występować w aorcie, jest tętniak rozwarstwiający, który polega na utworzeniu dodatkowego kanału wewnątrz naczynia przez rozwarstwienie ściany aorty) [4],
- choroba Takayasu (stosunkowo rzadka choroba, spowodowana czynnikami immunologicznymi, środowiskowymi i genetycznymi, polegająca na wystąpieniu stanu zapalnego w obrębie dużych naczyń. W niektórych przypadkach grubość ściany naczynia w obrębie stanu zapalnego może przekroczyć średnicę światła naczynia) [5].



Rys. 2.3. Łuk aorty i tętnice (źródło: domena publiczna, Henry Vandyke Carter, Michał Komorniczak, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=6222347
Fig. 2.3. Aortic arch and arteries (source: public domain, Henry Vandyke Carter, Michał Komorniczak, https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=6222347)

2.3. Model aorty jako narzędzie lekarza i inżyniera

W obecnych czasach możliwe jest leczenie wielu chorób, które kiedyś uchodziły za nieuleczalne. Jednym z procesów leczenia są zabiegi chirurgiczne. Nie mogą się one jednak odbyć bez odpowiednio wykwalifikowanego personelu medycznego. Niestety podstawowe przeszkolenia chirurgów nie są w stanie zapewnić umiejętności potrzebnych do poradzenia sobie z każdym schorzeniem. Badanie [6] miało na celu opracowanie taniego i efektywnego narzędzia do szkolenia chirurgów w obrębie zabiegów związanych z zastawką aortalną oraz aortą wstępującą. Aby osiągnąć ten cel, wykorzystano dane uzyskane za pomocą tomografii komputerowej. Po odpowiedniej obróbce wyeksportowano model odcinka wstępującego aorty wraz z zastawką. Następnie na jego podstawie utworzono formę odlewniczą i przygotowano ją do procesu szybkiego prototypowania. Kolejno po wydrukowaniu formy wypełniono ją sylikonem, zachowując warunki próżniowe, którego moduł sprężystości był zbliżony do odwzorowanego naczynia. Po zakończeniu procesu produkcji za pomocą metody druku 3D stworzono jeszcze próbkę materiału do badań – zmierzono twardość, korzystając z metody Shore'a. Na podstawie wyników obliczono moduł sprężystości badanego materiału. Wyprodukowano łącznie 6 modeli. W celu przetestowania użyteczności modeli zaproszono 6 chirurgów o różnym stażu pracy. Mieli oni wykonać zabiegi chirurgiczne na modelu i następnie ocenić jego skuteczność w roli imitacji prawdziwego narządu. Uczestnicy badania byli zgodni, że model ze względu na wierne odwzorowanie oryginału jest lepszym sprzętem treningowym niż z reguły używane odpowiedniki zwierzęce.

Istnieje wiele prac naukowych mających na celu odwzorowanie aorty. Większość z nich skupia się głównie na odzwierciedleniu złożonej geometrii aorty, jednak nie koncentrują się one na uwzględnieniu jej zmienności związanej ze sprężystym charakterem tego naczynia. Przykładem takich badań jest praca Russo i in. [7], która dotyczy opracowania modelu symulacyjnego do zabiegów zastawki aortalnej i aorty proksymnalnej. Proces tworzenia modelu zaczęto od ustalenia w największym możliwym stopniu uśrednionych wymiarów. W tym celu zebrano dane z literatury oraz wysegmentowano modele na podstawie badania tomografii komputerowej od 10 pacjentów. Następnie za pomocą oprogramowania CAD zaprojektowano model, skupiając się w głównej mierze na wewnętrznym przebiegu naczynia. Odwzorowano także główne naczynia odchodzące od aorty. Na podstawie modelu utworzono formę odlewniczą, w której następnie, w warunkach próżniowych, umieszczono polimerową

mieszaninę przygotowaną do jak najwierniejszego odwzorowania parametrów oryginalnego naczynia. Po wyprodukowaniu modelu przeprowadzono testy mające na celu sprawdzić, jak zmienia się model pod wpływem zastosowania różnego ciśnienia wewnątrz modelu. Aby była możliwa obserwacja wyników, w trakcie testów wykonywano tomografię komputerową. Na jej podstawie wysegmentowano i zestawiono ze sobą dwa modele ukazujące różnice w swoim kształcie pod wpływem zastosowanego ciśnienia. Projekt modelu okazał się sukcesem, planowana jest kontynuacja pracy przy wykorzystaniu mniejszych naczyń.

Pomimo produkowania w dzisiejszych czasach wielu modeli obrazujących aortę oraz jednostek chorobowych, które bezpośrednio jej dotyczą, nie ma w literaturze wiele wzmianek na temat modeli wyprodukowanych metodą szybkiego prototypowania, ukazujących tętniaki oraz tętniaki rozwarstwiające aorty. Badanie [8] miało na celu sprawdzenie, czy możliwe jest stworzenie takiego modelu bez znaczącej utraty dokładności. Do badania wykorzystano skany tomografii komputerowej dwóch pacjentów. U jednego wykryto tętniaka aorty, natomiast u drugiego zdiagnozowano tętniaka rozwarstwiającego aorty. Obrazy z badania diagnostycznego zostały następnie poddane segmentacji i wydzielono w ten sposób rekonstrukcje 3D. Następnie zostały one wyeksportowane w formacie stl. Aby model był bardziej spójny, pliki zostały obrobione w programie typu CAD. Następnie wydrukowano je za pomocą metody SLS. Gdy produkcja modeli była zakończona, przystąpiono do pomiarów mających wykazać różnice między wydrukowanym prototypem a oryginalnym naczyniem. Na podstawie zmierzonych wartości stwierdzono, że modele produkowane metodą szybkiego prototypowania różnią się w niewielkim tylko stopniu względem pomiarów wykonanych na obrazie z tomografii komputerowej pacjenta, dlatego zachęca się do korzystania z tej metody do wizualizacji tętniaków czy to w przypadku planowania przedoperacyjnego, czy do celów edukacyjnych.

Tworzenie modeli aorty nie musi być zawsze spowodowane chęcią odwzorowania geometrii. Może polegać na badaniu różnych zjawisk zachodzących w aorcie zarówno zdrowej, jak i będącej pod wpływem czynników patologicznych. W omawianym badaniu [9] stworzono model przepływu mający ukazywać różnice w aortach wstępujących, w których wykryto pierwsze zmiany w ścianach naczynia będące jednym z początkowych objawów występowania tętniaków. W badaniu wzięto pod uwagę pacjentów, u których zdiagnozowano zespół Fallota. Aby móc utworzyć model, każdy pacjent został poddany badaniu tomografii komputerowej oraz dopplerowskiemu badaniu ultrasonograficznemu. Wyniki tomografii komputerowej zostały następnie

wysegmentowane, aby uzyskać przebieg aorty wstępującej wraz z jej zmianami średnicy. Sygnał USG został nałożony na wyniki tomografii i poddany rekonstrukcji, tak by możliwe było zasymulowanie przepływu w tak utworzonym modelu. W analizie elementów skończonych umożliwiono także przeliczanie symulacji pod kątem miejscowych przemieszczeń oraz obciążeń ściany naczynia w trakcie przepływu. Ze względu na wygenerowane modele grupa badana została podzielona na część z wyraźnymi zmianami średnicy aorty oraz część bez występujących wyraźnych zmian. Po porównaniu obydwu grup wykazano, że rozkład obciążeń ma przełożenie na zmiany w średnicy naczynia i może być istotnym badaniem mogącym z większym wyprzedzeniem wykrywać rozwój tętniaków.

Głównym sposobem leczenia tętniaka rozwarstwiającego na odcinku piersiowym aorty jest jego rekonstrukcja metodami inwazyjnymi z zastosowaniem stentgraftu. Zabieg nosi nazwę TEVAR (thoracic endovascular aortic repair). Pomimo że jest to najczęściej wybierana metoda leczenia tego typu przypadków, to związana jest z dużą liczbą powikłań na tle biomechanicznym. Ponadto dokładne ułożenie stentgraftu jest zazwyczaj nieznane w niedalekim czasie po wykonaniu zabiegu. Z tych względów w pracy Kan i in. [10] postanowiono wykonać model aorty piersiowej wraz z umieszczonym w niej implantem, a następnie poddać go wielu symulacjom, które mogą w przyszłości przyczynić się do zmniejszenia liczby powikłań po tym zabiegu. W tym celu zebrano skany z tomografii komputerowej pacjentów z rozpoznanym tętniakiem rozwarstwiającym odcinka piersiowego aorty typu B, które zostały wykonane przed przeprowadzeniem zabiegu TEVAR. Za pomocą programu Mimics dokonano rekonstrukcji i stworzono modele omawianego odcinka aorty dla każdego pacjenta. Następnie za pomocą programu typu CAD zaprojektowano model stengraftu wraz z nadaniem mu parametrów odpowiadających materiałom, z których najczęściej wykonuje się ten typ implantu (nitinol oraz politereftalan etylenu). Mając gotowy model stentgraftu, połączono go z modelem aorty na odcinku, gdzie widoczny był tętniak rozwarstwiający. Kolejno poddano dany układ symulacjom mającym za zadanie ukazanie wpływu obciążeń na ściany aorty oraz ciśnienia spowodowanego przepływem krwi na implant. Wyniki następnie porównano z wynikami uzyskanymi za pomocą tomografii komputerowej wykonanej po zabiegu TEVAR. Badanie pokazało, że tak poprowadzona symulacja dość dobrze ukazuje efekty omawianego zabiegu i może pozytywnie wpłynąć na liczbę powikłań w kolejnych zabiegach tego typu, jeśli wykorzysta się ją przy planowaniu przedoperacyjnym.

Jednym z potencjalnych czynników mogących brać udział w diagnozie jednostek chorobowych związanych z aortą jest przepływ hemodynamiczny. Wcześnie wykryte zaburzenia przepływu mogą sygnalizować wystąpienie choroby. Praca Cilla i in. [11] miała na celu sprawdzenie, jak duży związek może mieć nieprawidłowy przepływ ze zmianami patologicznymi aorty. Aby to zbadać, zaprojektowano parametryczny model aorty, który następnie poddano komputerowej symulacji przepływu, wykorzystując 3 parametry geometryczne (w każdym zastosowano po 3 wymiary, osiągając łącznie 27 modeli). Wymiary modeli zostały zebrane na podstawie tomografii komputerowej 5 partycypantów, u których nie zostały wykryte zmiany patologiczne w obrębie aorty. Parametryczny projekt został uzyskany za pomocą środowiska SolidWorks. W trakcie symulacji mierzono wartości związane z naprężeniem ścinającym ściany aorty, czyli średni czas naprężenia ścinającego oraz indeks oscylacji. Badania pokazały, że przepływ jest wyraźnie zmienny przy manipulowaniu wartościami opisującymi geometrię łuku aorty, a dokładniej szerokość łuku oraz kąt bocznego skręcania łuku w jego najwyższym punkcie. Wewnętrzna średnica aorty miała jedynie wpływ na szybkość przepływu.

Metoda symulacji przepływu CFD (computational fluid dynamics) jest z powodzeniem stosowana od kilku lat do badania hemodynamicznych własności naczyń. Literatura dowodzi jednak, że w symulacji występują błędy przy zbyt złożonych kształtach, co oznacza, że nie może być wykorzystywana przy badaniu modeli stworzonych bezpośrednio na podstawie danych pacjenta (np. za pomocą rekonstrukcji skanów tomografii komputerowej) [12]. To badanie ma na celu sprawdzenie, czy możliwe jest przeprowadzenie symulacji przepływu z wykorzystaniem metody CFD na modelu utworzonym na podstawie wyników badania rezonansu magnetycznego typu 4D-flow. Model został stworzony dwuetapowo. Najpierw zrekonstruowano objętościowy kształt aorty za pomocą metody trzyfazowej angiografii z użyciem środka kontrastującego. Następnie za pomocą półautomatycznego programu do segmentacji (VMTKLab) utworzono kolejno wewnętrzną i zewnętrzną ścianę. Modelowi nadano liczne własności odpowiadające odtwarzanemu narządowi. Zadbano, by układy współrzędnych modelu oraz danych potrzebnych do symulacji (znajdujących się na innej platformie) były skoordynowane tak, by można było stworzyć korelacje między nimi. Następnie przeprowadzono symulację przepływu, w której oprócz szybkości przepływu badano naprężenia ścinające działające na ścianę aorty oraz średni czas występowania tychże naprężeń. W pracy Boccadifuoco i in. [13] wykazano, że są

możliwe testy hemodynamiczne z zastosowaniem geometrii aorty konkretnego pacjenta, aczkolwiek wykorzystanie badania rezonansu magnetycznego wiąże się ograniczeniami związanymi z rozdzielczością obrazu.

Obecny poziom nauki pozwala na badanie parametrów biomechanicznych organów człowieka metodą in vivo. Jednakże do przeprowadzenia tych badań, w przypadku wielu organów takich jak naczynia krwionośne, niezbędne jest wygenerowanie geometrii z uwzględnieniem zerowego ciśnienia. Pozwala na to metoda elementów skończonych, jednak jest ona długotrwała, przez co nie zawsze można jej użyć przy planowaniu leczenia. W pracy Liang i in. [14] opracowano modele za pomocą nauczania maszynowego. Na początek zaczęto od wygenerowania bazy wirtualnych pacjentów. Baza liczyła 3125 rekordów. Następnie program uczył się projektowania aorty z zerowym ciśnieniem. Po przeliczeniu całej przygotowanej bazy danych zostały wygenerowane modele. Aby sprawdzić wiarygodność nauczania maszynowego, porównano modele z początkową bazą stworzoną za pomocą metody elementów skończonych. Badanie pokazało, że możliwe jest uzyskanie modeli ludzkich organów o zerowym ciśnieniu w ciągu kilku sekund, jeśli program został wcześniej do tego odpowiednio przygotowany oraz pracuje się na odpowiednim sprzęcie.

2.4. Budowa parametrycznego modelu aorty

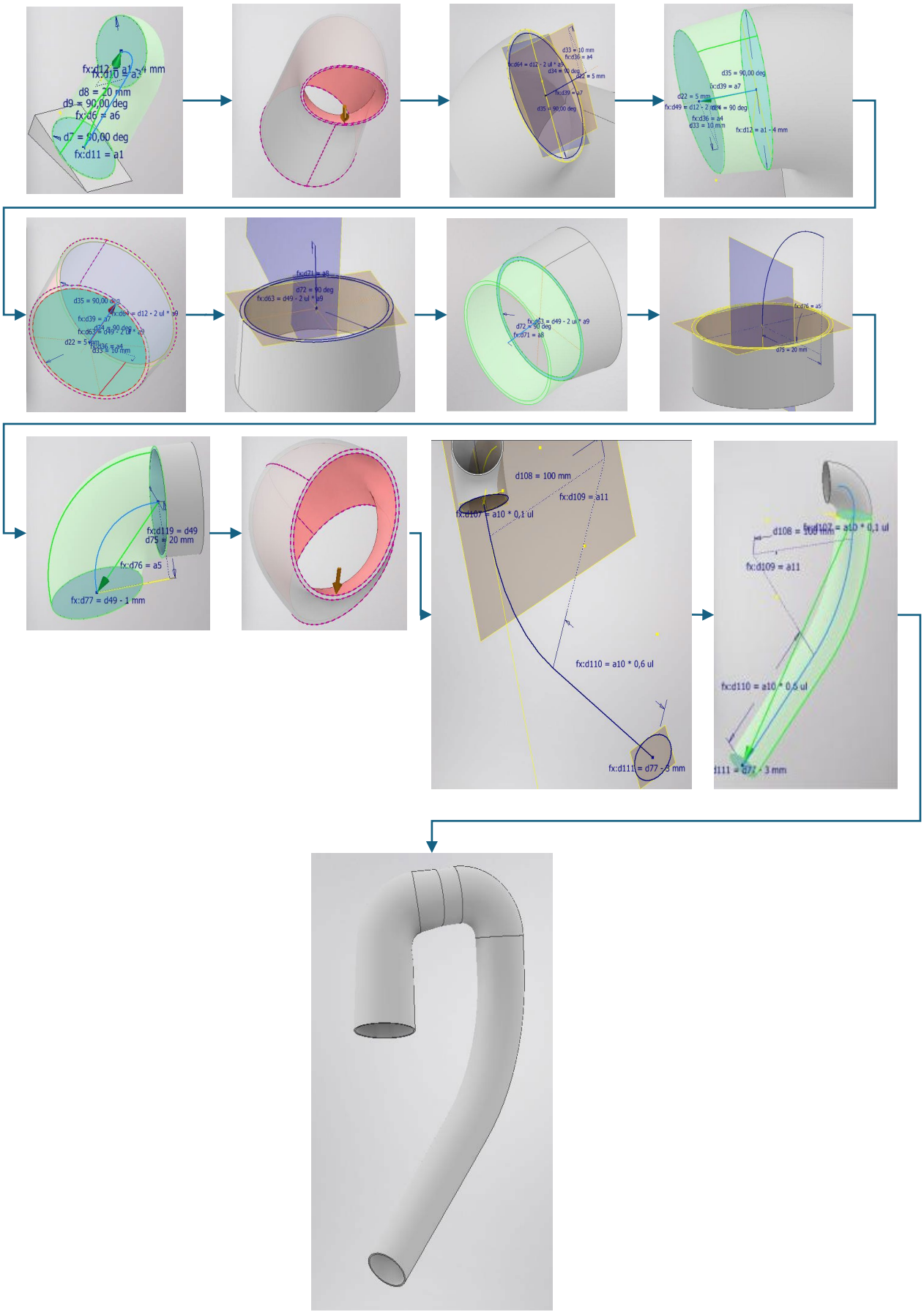
Najważniejszą cechą przemawiającą za projektowaniem aorty w sposób parametryczny jest uniwersalizm. Jeden projekt może dzięki temu pokazywać to naczynie z rozgraniczeniem dla płci czy wieku. Przy ukierunkowaniu projektu odpowiednio można przedstawiać część jednostek chorobowych, aczkolwiek może to powodować konieczność zrezygnowania z możliwości sterowania niektórymi wymiarami. Kształt aorty jest bardzo zmienny, gdy porównuje się parametry geometryczne danych osób, dlatego korzystanie z oprogramowania do segmentacji, za pomocą którego można ustalić geometrię omawianego narządu, nie daje satysfakcjonujących efektów przy projektowaniu parametrycznym. Uśrednione dane pochodzące z literatury natomiast dają bardziej uniwersalny pogląd, jaki finalny projekt powinien mieć przebieg. Niestety korzystanie z oprogramowania typu CAD ma także pewne ograniczenia. Projektując aortę, należy mieć na względzie fakt, że nie leży ona na jednej płaszczyźnie. Sprawia to, że chcąc zachować możliwość manipulowania

kształtem modelu, należy zastosować wiele uproszczeń. Mimo tych ograniczeń, gdy uwzględni się wyżej wspomniany uniwersalizm, jest to najlepsza metoda przy projektowaniu parametrycznym.

Biorąc pod uwagę omówione czynniki, sformułowano następujące założenia przy projektowaniu parametrycznego modelu aorty:

- Dane geometryczne zastosowane w procesie projektowania są uśrednionymi wymiarami aorty pochodzącymi z literatury przedstawionej we wcześniejszych rozdziałach.
- Ściana naczynia ma stałą grubość przez cały przebieg modelu.
- Przekrój aorty ma na całej długości kształt koła. Nie zostały uwzględnione charakterystyczne uwypuklenia znajdujące się między innymi w aorcie wstępującej czy na górnym brzegu łuku aorty.
- Kształt łuku aorty jest spłaszczony w niewielkim stopniu. Jest to spowodowane ograniczeniami oprogramowania typu CAD przy manipulacji parametrami. Kosztem tej nieprawidłowości użytkownik otrzymuje możliwość pełnej manipulacji wymiarami łuku aorty względem płaszczyzny równoległej do płaszczyzny poprzecznej ciała człowieka.
- Średnica przekroju aorty zmniejsza się wraz z przebiegiem naczynia w sposób zgodny z danymi z literatury. Uniemożliwia to przedstawienie wielu jednostek chorobowych (np. tętniak w obrębie aorty), jednak zachowuje spójność modelu niezależnie od przyjętych parametrów.
- Ściany modelu naczynia uznano za całkowicie gładkie, aby uniknąć błędów przy zmianie wartości parametrów.
- Model aorty nie zawiera odgałęzień występujących w oryginalnym narządzie. Aby model pozostał spójny, należałoby znacząco ograniczyć liczbę parametrów, którymi steruje użytkownik.
- W odcinku aorty wstępującej został pominięty jej początek, czyli opuszka powstała z pierwszych trzech zatok aorty.
- Model kończy się wraz z końcem odcinka piersiowego.

W projektowaniu parametrycznego modelu aorty wykorzystano oprogramowanie typu CAD o nazwie Inventor. Etapy budowy modelu przedstawiono na rys. 4.



Rys. 2.4. Przebieg procesu budowy i parametryzacji modelu aorty w oprogramowaniu CAD
Fig. 2.4. Process of constructing and parameterizing the aorta model in CAD software

Aby zaprezentowany model można było uznać za parametryczny, należało powiązać ze sobą część zmiennych oraz utworzyć grupę wpływających istotnie na geometrię parametrów, którymi użytkownik może do woli sterować przez zmiany w ich wartościach. Te parametry wraz z ich wartościami, jednostkami oraz opisem, na jaką geometrię mają wpływ, zostały zebrane w tabeli poniżej.

Tabela 1

Przedstawienie parametrów sterowanych przez użytkownika dla określenia geometrii modelu aorty

NAZWA	WYRAŻENIE	JEDNOSTKA	KOMENTARZ
a1	32	mm	Średnica początku aorty wstępującej
a2	9	mm	Długość określająca kąt, pod którym rozpoczyna się aorta wstępująca
a3	80	deg	Kąt początku łuku aorty
a4	10	deg	Kąt środka łuku aorty
a5	90	deg	Kąt końca łuku aorty
a6	40	mm	Długość aorty wstępującej
a7	15	mm	Odcinek 1 – łuk aorty
a8	10	mm	Odcinek 2 – łuk aorty
a9	0.75	mm	Połowa grubości ściany
a10	150	mm	Długość odcinka piersiowego
a11	45	deg	Wysunięcie odcinka piersiowego

Jak widać w powyższej tabeli, obiektem steruje jedenaście zmiennych. Część z nich jest powiązana tylko z jednym konkretnym wymiarem w obrębie modelu, jednak kilka reguluje wiele z nich. Ponadto wartości określające długości całego odcinka aorty są mocno powiązane z podawanymi wartościami kątów występujących w obrębie danego odcinka, dlatego zmiana przez użytkownika wartości kątowej powoduje jednoczesne skrócenie odcinków prostych. Sytuacja ta nie występuje jednak w obrębie łuku aorty. Tam wszystkie długości podawane są oddzielnie, ponieważ z jednej strony jest to część aorty o najbardziej zmiennym przebiegu, a z drugiej strony wiązanie większej liczby zmiennych groziłoby niewygenerowaniem się części modelu w niektórych przypadkach. Aby model zachował spójność, użytkownik ma wpływ jedynie na początkową średnicę modelu, która stopniowo zmniejsza się wraz z biegiem aorty.

2.5. Podsumowanie

W tej pracy zaprezentowano sposób na utworzenie parametrycznego modelu aorty. Proces modelowania zakończył się sukcesem. Zaproponowane rozwiązanie pozwala na sterowanie geometrią aorty w bardzo dużym stopniu. Zastosowana parametryzacja umożliwia dostosowanie wymiarów do wieku, płci czy indywidualnych zmian mających podłoże genetyczne, nie uwzględniając jednak jednostek chorobowych czy odmian aorty znacząco odbiegających od statystycznie najczęściej występującego przebiegu. Duża dowolność w doborze wartości pociąga za sobą jednak wiele konsekwencji. Model musiał zostać uproszczony w znacznym stopniu, aby oprogramowanie typu CAD było w stanie wygenerować wszystkie części projektu oraz użytkownik mógł decydować o wartościach parametrów zamiast wybierać je z wcześniej przygotowanej listy. Oprócz uproszczeń zawartych w początkowych założeniach należy wspomnieć o braku płynnego przejścia na środku łuku aorty. Niektóre wartości parametru a4 (kąt określający zakręt na środku łuku aorty) powodują delikatne zniekształcenie przebiegu modelu objawiające się ostrym przejściem między częściami. Najlepszym rozwiązaniem tego problemu byłoby ustalenie stałych wartości wymiarów w obrębie łuku aorty, przy których nie dochodzi do zniekształcenia wynikającego z ograniczonych możliwości oprogramowania. Doszłoby jednak do znacznego ograniczenia przydatności parametryzacji w obrębie całego modelu.

Chcąc zachować spójność, należałoby usunąć takie zmienne jak średnica przekroju czy grubość ściany. Te same ograniczenia oprogramowania wymusiły konieczność zmiany metody wycięcia środka omawianej części z funkcji Shell na Loft. Dążąc do jak największej uniwersalności projektu, zaakceptowano możliwość wystąpienia tego błędu w części przyjmowanych wartości, ponieważ nie wpływa on znacząco na kształt modelu, a rezultatem jego naprawienia byłaby znacznie mniejsza użyteczność tego przedstawienia parametrycznej aorty. W obrębie łuku użytkownik powinien zapoznać się szczegółowo z modelem, chcąc manipulować jego wartościami. Jeśli osoba korzystająca z modelu będzie dysponowała jedynie długością całego łuku aorty, chcąc odtworzyć tę długość, musi uwzględnić także długości łuków, którymi steruje się za pomocą parametrów o wartościach kątowych. W przypadku odcinków aorty wstępującej oraz aorty zstępującej długości łuków zostały uwzględnione przy podawaniu długości całego odcinka. Przy połączeniu programu Inventor z programem Microsoft Excel zdarzają się sporadyczne błędy, które uniemożliwiają efektywne korzystanie z synergii między tymi programami. W związku z tym zostały utworzone

dodatkowe parametry w zakładce Parametry Użytkownika. Są one analogiczne do tych z programu Microsoft Excel i mają za zadanie pomóc użytkownikowi w momencie wystąpienia problemu. Aby je aktywować, należy w zmiennych wygenerowanych przez program zastąpić parametr a parametrem p o odpowiadającym sobie numerze. Proces drukowania modeli metodą SLA przebiegł pomyślnie, aczkolwiek procedura przygotowania wydruków po zakończonym procesie spowodowała uszkodzenie modeli. W trakcie korzystania z oprogramowania Lychee Slicer użyto złej skali, dlatego modele nie były wystarczająco wytrzymałe na proces obróbki postprodukcyjnej. Inną możliwością uniknięcia zniszczenia modeli byłoby sztuczne zwiększenie grubości modeli, jednak wtedy nie oddawałyby tak dokładnie anatomii aorty. Nie można wykluczyć, że częściowe uszkodzenie modeli mogło być spowodowane brakiem wystarczającego doświadczenia u osoby zajmującej się drukowaniem oraz późniejszą obróbką modeli. Należy te aspekty mieć na względzie, chcąc wykorzystywać ten lub podobny projekt w przyszłości, choćby do planowania przedoperacyjnego. Po wyeliminowaniu błędów, które zauważono przy tej pracy, możliwe jest stworzenie skutecznego systemu pozwalającego lekarzowi na uzyskanie użytecznego modelu aorty w ciągu jednego dnia roboczego.

Ze względu na bardzo duży uniwersalizm wykonanego projektu praca może być kontynuowana w wielu kierunkach:

- Dydaktyka: model może być produkowany w wielu konfiguracjach za pomocą metody szybkiego prototypowania w celach dydaktycznych czy pokazowych.
- Narzędzie lekarza: po wydrukowaniu 3D i odpowiednim przystosowaniu możliwe jest wykonywanie testów lub symulowanych zabiegów in vitro dotyczących aorty.
- Narzędzie inżyniera: przy uwzględnieniu materiałów zbliżonych mechanicznie do tkanek taki model aorty może stanowić substytut preparatów ludzkich w badanych typu CFD. Możliwość wykonania modelu w postaci przeziernej nada mu nawet większą użyteczność.

Projekt może być rozwijany; dodając cechy i zachowania oryginalnego narządu i inne modyfikacje, można umożliwić generowanie geometrii uwzględniającej jednostki chorobowe.

Rys. 2.5. Jedna z wersji parametrycznego modelu wytworzona w technologii SLA (w skali) na potrzeby demonstracji
Fig. 2.5. One version of the parametric model produced using SLA technology (at a reduced scale) for demonstration purposes

Bibliografia

1. A. Bochenek, M. Reicher, „Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny i lekarzy, tom III, Układ naczyniowy", wydanie IX pod redakcją Wiesława Łasińskiego, Wydawnictwo lekarskie PZWL, Warszawa 2012, s. 128-129.
2. Laura S. Gregory, Olivia J. Mcgifford, Lee V. Jones, "Differential Growth Patterns of the Abdominal Aorta and Vertebrae During Childhood", Clinical Anatomy, 2019.
3. Yoshiaki Ohyama, Alban Redheuil, Nadjia Kachenoura, Bharath Ambale Venkatesh, Joao A.C. Lima, "Imaging Insights on the Aorta in Aging", Circulation: Cardiovascular Imaging, 2018.
4. Pepe A., Li J., Rolf-Pissarczyk M., Gsaxner C., Chen X., Holzapfel G., Egger J., „Detection, Segmentation, Simulation and Visualization of Aortic Dissections: A Review", Medical Image Analysis, 2020.

5. B. Kołodziejczyk, A. Gazda, E. Musiej-Nowakowska, L. Rutkowska-Sak, „Choroba Takayasu u 8-letniej dziewczynki", Reumatologia, 2011.
6. S. Marconi, E. Lanzarone, G. van Bogerijen, M. Conti, F. Secchi, S. Trimarchi, F. Auricchio, "A compliant aortic model for in vitro simulations: Design and manufacturing process", Medical Engineering & Physics, 2018.
7. M. Russo, M. Koenigshofer, M. Stoiber, P. Werner, C. Gross, A. Kocher, M. Andreas, G. Laufer, F. Moscato, „Advanced three-dimensionally engineered simulation model for aortic valve and proximal aorta procedures", Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery, 2020.
8. D. Ho, A. Squelch, Z. Sun, "Modelling of aortic aneurysm and aortic dissection through 3D printing", Journal of Medical Radiation Sciences, 2017.
9. H. Zuo, Y. Ling, P. Li, Q. An, X. Zhou, „Patient-Specyfic CT-Based Fluid-Structure-Interaction Aorta Model to Quantify Mechanical Conditions for the Investigation of Ascending Aortic Dilation in TOF Patients", Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2020.
10. X. Kan, T. Ma, J. Lin, L. Wang, Z. Dong, X. Xu, „Patient-specyfic simulation of stent-graft deployment in type B aortic dissection: model development and validation", Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2021.
11. M. Cilla, M. Casales, E. Peña, M. Martinez, M. Malvè, „A Parametric Model for Studying the Aorta Hemodynamics by means of the Computational Fluid Dynamics", Journal of Biomechanics, 2020.
12. A. Caballero, S. Laín, „A review on computational fluid dynamics modelling in human thoracic aorta", Cardiovascular Engineering and Technology, 2013.
13. A. Boccadifuoco, A. Mariotti, K. Capellini, S. Celi, M. Salvetti, „Validation of Numerical Simulations of Thoracic Aorta Hemodynamics: Comparison with In Vivo Measurements and Stochastic Sensitivity Analysis", Cardiovascular Engineering and Technology, 2018.
14. L. Liang, M. Liu, C. Martin, W. Sun, „A machine learning approach as a surrogate of finite element analysis-based inverse method to estimate the zero-pressure geometry of human thoracic aorta", International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2018.

Magdalena KOPERSKA[1], Wojciech WOLAŃSKI[1], Michał BURKACKI[1]

3. ANALIZA STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

3.1. Wstęp

Stabilizacja międzykręgowa kręgosłupa jest zabiegiem stosowanym w przypadku leczenia zaawansowanych urazów i schorzeń kręgosłupa, polegającym na wprowadzeniu implantu stabilizującego pomiędzy struktury kostne. Gdy weźmie się pod uwagę złożoność i trudność w przewidywaniu reakcji kręgosłupa wraz z jego strukturami na wprowadzone ciało obce, ogromnym ułatwieniem jest możliwość wykorzystania metody elementów skończonych do zamodelowania środowiska, w którym zostanie wykonana stabilizacja z wszystkimi kluczowymi elementami, które zostaną w jej trakcie zaimplementowane. Podstawą do wykonania wspomnianej analizy jest znajomość fizjologii i budowy anatomicznej układu mięśniowo-szkieletowego kręgosłupa wraz z jego cechami biomechanicznymi.

W pracy przedstawiono proces przygotowania modelu i symulacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa ze stabilizacją i przeanalizowano wpływ wybranego rodzaju stabilizacji na biomechanikę kręgosłupa. Etapowo opisano przygotowanie modelu, formułowanie własności materiałowych oraz zadanie warunków brzegowych, które miały jak najdokładniej odzwierciedlić realne siły działające na kręgosłup lędźwiowy przed wykonaniem i po wykonaniu zabiegu stabilizacji. Na końcowym etapie na podstawie symulacji wyznaczono mapy naprężenia i odkształcenia/przemieszczenia, które umożliwiły ocenę skuteczności wybranej metody stabilizacji.

[1] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice.

3.2. Budowa i biomechanika kręgosłupa

Kręgosłup składa się z 5 odcinków. Różnią się one przede wszystkim liczbą kręgów, natomiast każdy ma cechy wynikające z funkcji, jaką pełni. Pierwszy jest odcinek szyjny składający się z 7 kręgów, co jest cechą charakterystyczną dla ssaków naczelnych, natomiast odmienna budowa pierwszych dwóch kręgów odcinka umożliwia złożone ruchy głowy. W odcinku piersiowym liczba kręgów wynosi 12, a jego charakterystyczną cechą jest mała ruchliwość. W odcinku lędźwiowym występuje 5 masywnych i większych, względem reszty kręgosłupa, kręgów. Odcinek krzyżowy i kość guziczna są ze sobą zrośnięte i składają się odpowiednio z 5 i 4-5 kręgów (rys. 3.1) [2]. Taka budowa kręgosłupa pozwala mu realizować kilka funkcji, takich jak ochrona rdzenia kręgowego, podparcie i przenoszenie ciężaru ciała oraz funkcja narządu ruchu [1].

Rys. 3.1. Budowa kręgosłupa [19]
Fig. 3.1. Structure of the spine [19]

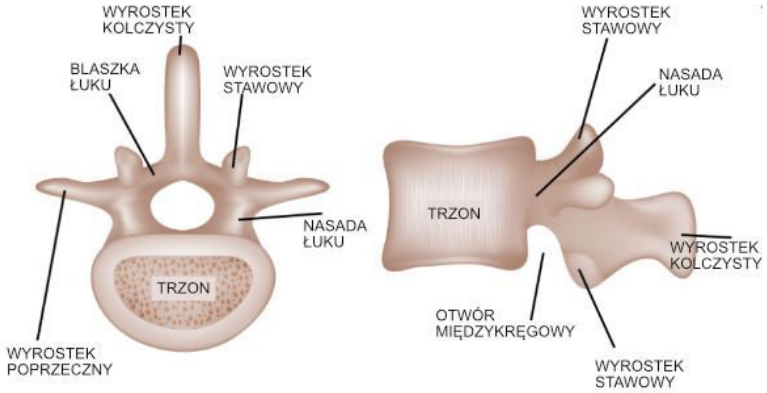
3.2.1. Krzywizny kręgosłupa

W wyniku występowania naturalnych krzywizn kręgosłup kształtem przypomina literę „S”. Składają się na to dwie krzywizny skierowane wypukłością do tyłu (kifoza) w odcinku piersiowym i krzyżowym oraz dwie krzywizny skierowane do przodu (lordoza) występujące w odcinku szyjnym i lędźwiowym. W płaszczyźnie czołowej występuje jeszcze jedna krzywizna – skolioza, w której kręgosłup wygina się w prawo lub w lewo [2, 3]. Krzywizny, które wychodzą poza zakresy normy, osiągając tym

samym stany patologiczne, mają bezpośredni wpływ na całość struktury, jaką tworzą poszczególne odcinki kręgosłupa, zaburzając ich położenie względem siebie oraz wektora siły ciężkości podczas swobodnej pozycji ciała [1].

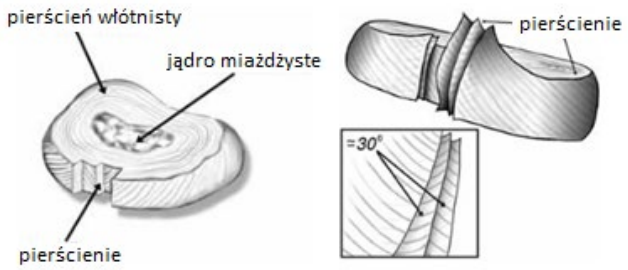
3.2.2. Struktury kręgosłupowe

Do podstawowych struktur wchodzących w skład kolumny kręgosłupa można zaliczyć: kręgi, krążki międzykręgowe, więzadła, mięśnie i stawy międzywyrostkowe. W przypadku kręgów ich budowa jest ściśle powiązana z odcinkiem, w którym się znajdują, jednak podstawowymi cechami kręgów są trzon i łuk kręgowy (rys. 3.2). Trzon kręgu odpowiada za przenoszenie obciążeń ściskających działających na kręgosłup, a łuk kręgowy przez występowanie tkanki szklistej na powierzchni stawów odpowiada za łączenie stawów kręgowych między sobą [1].



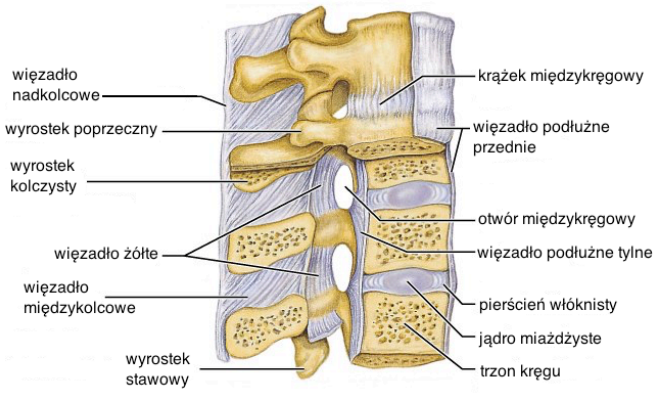
Rys. 3.2. Budowa kręgu [20]
Fig. 3.2. Structure of a vertebra [20]

Krążki międzykręgowe stanowią ok. 30% długości kręgosłupa, składają się z pierścienia włóknistego zbudowanego z kilkunastu warstw o zmiennej charakterystyce materiałowej i jądra miażdżystego będącego galaretowatą, nieściśliwą substancją. Ich zadaniem jest m.in. tłumienie drgań przenoszonych za pośrednictwem kręgosłupa na głowę i pełnienie funkcji łącznika umożliwiającego ruch kręgom (rys. 3.3) [1].



Rys. 3.3. Budowa krążka międzykręgowego [21]
Fig. 33. Structure of an intervertebral disc [21]

Więzadła zbudowane są z tkanki łącznej włóknistej. Charakteryzują je własności lepkosprężyste. Ich reakcja na siły rozciągające, którym ulegają, jest zazwyczaj nieliniowa. Więzadła odgrywają rolę stabilizacyjną w kręgosłupie i uniemożliwiają nadmierne ruchy kręgosłupa. Inną istotną funkcją, za jaką są odpowiedzialne więzadła, jest ochrona układu nerwowego, jak np. zamykanie kanału kręgowego przez wypełnienie szpar między łukami przez więzadło żółte [3]. Więzadła, podobnie jak kręgi, zmieniają swój kształt i wielkość w zależności od odcinka, w którym się znajdują (rys. 3.4).



Rys. 3.4. Więzadła kręgosłupa [8]
Fig. 3.4. Spinal ligaments [8]

Stawy międzywyrostkowe łączą powierzchnie stawowe wyrostków dolnych kręgu położonego wyżej z wyrostkami stawowymi górnymi kręgu położonego niżej. Należą do stawów jamowych o 3 stopniach swobody ruchu, ale zasięg ruchu w każdym piętrze stawowym jest niewielki. Ich położenie decyduje o prawidłowym przenoszeniu obciążeń oraz mają wpływ na mobilność kręgosłupa.

Mięśnie przykręgosłupowe pozwalają w pełni kontrolować ruchy kręgosłupa, a także mogą wywoływać ruchy innych części ludzkiego ciała, działając w obrębie układu czynnego.

Mięśnie grzbietu dzielą się na zewnętrzne (powierzchowne) i wewnętrzne (głębokie). Zewnętrzne mięśnie pleców znajdują się z tyłu, ale powodują ruchy ramion i wspomagają oddychanie. Wewnętrzne mięśnie pleców znajdują się głębiej niż mięśnie zewnętrzne, oddzielone od nich powięzią piersiowo-lędźwiową. Działają wyłącznie na stawy kręgosłupa.

3.2.3. Biomechanika kręgosłupa

Długość kręgosłupa mierzona wzdłuż krzywizn u dorosłego człowieka wynosi 70-75 cm, co stanowi 45% długości ciała. U kobiet jest o 8-10 cm mniejsza niż u mężczyzn. ¾ wysokości stanowią wysokości trzonów, a reszta (¼) to wysokości krążków międzykręgowych. Kręgosłup największą długość osiąga między 20.-30. rokiem życia. W wieku starczym długość kręgosłupa może zmniejszać się ze względu na pogłębienie się krzywizn i spłaszczenie krążków międzykręgowych. Mniejsza długość kręgosłupa jest także widoczna wieczorem, gdyż pod wpływem masy ciała krążki ulegają spłaszczeniu [2].

Kolumna kręgosłupa jest traktowana jako staw o trzech stopniach swobody, dzięki któremu możliwe są takie ruchy jak [3]:

- zginanie do przodu i do tyłu odbywające się w płaszczyźnie strzałkowej,
- zginanie w prawo i w lewo odbywające się w płaszczyźnie czołowej,
- rotacja osiowa w prawo/lewo odbywająca się w płaszczyźnie poprzecznej.

Zakresy tych ruchów są stosunkowo niewielkie. O mobilności danego odcinka kręgosłupa decyduje stosunek grubości krążka do wymiaru pionowego trzonu (im większy jest ten stosunek, tym większe są możliwości ruchowe) [4]:

- w odcinku szyjnym 2/5 (najbardziej mobilny),
- w odcinku lędźwiowym 1/3 (średni zakres ruchomości),
- w odcinku piersiowym 1/5 (największa sztywność-najmniejsza ruchomość).

Analiza właściwości mechanicznych poszczególnych elementów kręgosłupa pozwala poznać zmiany w nim zachodzące. W tabelach 1-2 przedstawione zostały najistotniejsze parametry niezbędne do późniejszej analizy biomechanicznej, w tym m.in. wytrzymałość kręgów i krążków międzykręgowych na ściskanie.

Tabela 1

Właściwości mechaniczne kręgów poszczególnych odcinków kręgosłupa uzyskane w próbie ściskania [3]

Odcinek kręgosłupa	**Grupa wiekowa**			**Wartości średnie**
	20-39	40-59	60-79	
Maksymalna siła niszcząca [N]				
Szyjny C3-C7	4180±60	3370±90	100±60	3150
Piersiowy Th1-Th4 Th5-Th8 Th9-Th12	3700±90 4310±50 6400±241	3200±113 3730±149 4610±248	2360±56 2320±76 2690±71	
Lędźwiowy L1-L5	7300±137	4770±218	3080±93	
Wytrzymałość na ściskanie [MPa]				
Szyjny C3-C7	12,7±0,2	10,8±0,2	7,4±0,2	10,3
Piersiowy Th1-Th4 Th5-Th8 Th9-Th12	8,8±0,2 7,8±0,1 7,3±0,1	7,3±0,2 6,2±0,2 5,3±0,2	5,5±0,2 4,4±0,1 3,7±0,1	7,2 6,1 5,4
Lędźwiowy L1-L5	6,4±0,1	4,5±0,2	3,1±0,1	4,7
Odkształcenie [%]				
Szyjny C3-C7	8,1±0,08	6,7±0,15	5,1±0,15	6,6
Piersiowy Th1-Th4 Th5-Th8 Th9-Th12	7,4±0,15 6,6±0,11 5,6±0,09	5,3±0,12 5,3±0,18 4,5±0,11	3,8±0,12 3,6±0,11 3,5±0,09	5,5 5,2 4,5
Lędźwiowy L1-L5	5,6±0,08	4,2±0,08	3,2±0,11	4,3

Tabela 2

Właściwości mechaniczne krążków międzykręgowych poszczególnych odcinków kręgosłupa uzyskane w próbie ściskania [3]

Odcinek kręgosłupa	**Grupa wiekowa 40-59 lat**	**Wartości średnie**
Maksymalna siła niszcząca [N]		
Szyjny C3-C7	3200	8550
Piersiowy Th1-Th4 Th9-Th12	4500 11 500	

cd. tabeli 2

Lędźwiowy L1-L5	15 000	
Wytrzymałość na ściskanie [MPa]		
Szyjny C3-C7	10,8	10,8
Piersiowy Th1-Th4 Th9-Th12	10,2 10,8	
Lędźwiowy L1-L5	12,2	
Odkształcenie [%]		
Szyjny C3-C7	35,2	32,6
Piersiowy Th1-Th4 Th9-Th12	28,6 31,4	
Lędźwiowy L1-L5	35,5	

Kręgosłup ma stabilność zewnętrzną oraz wewnętrzną. Wewnętrzna stabilność związana jest z ciśnieniem wewnątrzkrążkowym, tj. ciśnienie płynu wchłanianego przez jądro odpycha od siebie trzony kręgowe, a opór stawiany jest przez więzadła, które zbliżają do siebie powierzchnie poszczególnych trzonów. Dzięki temu zjawisku pomiędzy trzonami kręgowymi stworzony jest stabilny układ, który zbudowany jest z ułożonych naprzemiennie elementów sprężystych i sztywnych [5, 6].

3.2.4. Schorzenia kręgosłupa

Dolegliwości związane z kręgosłupem dotykają w dużym stopniu osoby aktywne zawodowo, a tych w Polsce według danych Głównego Urzędu Statystycznego na koniec 2016 roku było ogółem 17,287 mln [11]. Zgodnie z Raportem Stanu Zdrowia Ludności Polski [12] z 2019 roku bóle kręgosłupa w dolnych partiach występują na drugim miejscu we wskazaniach najczęściej pojawiających się chorób i dolegliwości. W zależności od wieku rośnie odsetek zmagających się z tym problemem. Kolejno po bólu dolnych partii znajdują się także bóle szyi i części środkowej pleców oraz choroby zwyrodnieniowe stawów (tabela 3).

Tabela 3

Odsetki wskazań najczęściej pojawiających się chorób i dolegliwości przewlekłych według grup wieku u dorosłych w 2019 roku [12]

Choroba lub dolegliwość	15-29 lat	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80 lat lub więcej
Wysokie ciśnienie krwi	1,7*	5,9	14,9	35,5	49,8	66,5	68,9
Bóle dolnej partii pleców	6,1	13,6	24	35,6	38,5	45,2	51,3
Bóle szyi	3,3	7	13,8	23,3	25,8	29,7	31,4
Bóle środkowej partii pleców	3,5	7,9	11,9	22,5	23,4	29,7	35,8
Choroba zwyrodnieniowa stawów	-	*	7	18,9	29,3	44	52
Choroby tarczycy	4,4	6,7	8,4	11,5	13,6	15,8	13
Zastosowano oznaczenia: symbol * oznacza liczebność pomiędzy 20 a 50 odpowiedzi							

Przeciążenie to proces, w wyniku którego zostaje przekroczona wytrzymałość fizyczna tkanek, zdolność adaptacyjna oraz wydolność mięśni, więzadeł, stawów bądź kości. Urazy kręgosłupa dzielą się na skręcenia, zwichnięcia, złamania (w tym stabilne lub niestabilne). Złamanie kręgosłupa może nastąpić w wyniku nagłego ruchu wywołującego naruszenie jakiejś struktury lub w wyniku zmęczeniowego przeciążenia kręgosłupa na skutek długotrwałego narażenia układu ruchu, w tym zwłaszcza kręgosłupa, na czynnik zewnętrzny.

Zarówno obciążenie ściskające segment ruchowy kręgosłupa lędźwiowego, jak i działanie momentu obrotowego (prowadzącego do rotacji segmentu) nie powodują bezpośredniego uszkodzenia krążka. Problem uszkodzeń krążka pojawia się dopiero w momencie, w którym mamy do czynienia ze złożonym stanem naprężenia, wywołanym np. podnoszeniem ciężarów i działaniem jednocześnie siły osiowej i momentu gnącego. W powyższym kluczowym zjawiskiem jest płytka graniczna trzonów kręgów.

Do uszkodzenia krążka wystarcza odpowiednio mniejsza siła, która przekracza wielkości sił generowanych w normalnym, codziennym funkcjonowaniu. Obciążenia ściskające i zginające zastosowane w badaniach zmęczeniowych uwidoczniły uszkodzenia przy dużo mniejszych siłach osiowych. Należy szczególnie na to uważać, gdyż krążek międzykręgowy rozwarstwia się w pierwszej kolejności od strony boczno-tylnej.

Warto podkreślić, że zmiany w krążku międzykręgowym mają dwa etapy, wewnętrzny i zewnętrzny. W pierwszej kolejności pojawia się utrata sprężystości jądra miażdżystego, a następnie, gdy krążek nie jest w stanie już prawidłowo amortyzować

kręgosłupa, uszkodzenia przechodzą na pierścień włóknisty, wywołując jego pęknięcia w różnych kierunkach i w konsekwencji rozlanie jądra miażdżystego. Wyróżniamy jego dwa rodzaje, gdyż może nastąpić rozlanie z jednoczesnym przerwaniem ciągłości pierścienia lub uwypuklenie krążka przez jądro wraz z pierścieniem [3].

Stawy międzywyrostkowe (ang. facet joints) łączą ze sobą kręgi kręgosłupa. Największy nacisk na stawy wyrostkowe jest wywierany podczas wygięcia kręgosłupa lędźwiowego do przodu (lordozy) oraz rotacji tułowia i miednicy.

Zmiany przeciążeniowe w stawach międzykręgowych dolnego odcinka kręgosłupa lędźwiowego są wynikiem procesów zwyrodnieniowych. Stawy międzykręgowe ulegają stopniowemu przerostowi oraz deformacji. W wyniku przerostu zmniejsza się dostępne miejsce wewnątrz kręgosłupa, co może prowadzić do zwężenia kanału kręgowego. Przerostowi często towarzyszyć mogą wysięk, sklerotyzacja oraz osteofity [7].

Kręgozmyk to rzadka choroba kręgosłupa polegająca na zsuwaniu się jednego kręgu z drugiego. Najczęściej piąty kręg lędźwiowy zsuwa się po górnej powierzchni kości krzyżowej. W wyniku tego procesu dochodzi do niestabilności kręgosłupa i naciągnięcia struktur nerwowych. Bardzo często kręgozmykowi towarzyszy uszkodzenie dysku na tym samym poziomie; powstaje dyskopatia degeneracyjna [7].

3.2.5. Systemy stabilizacji kręgosłupa

Moment, w którym dochodzi do ciężkich zaburzeń funkcjonowania układu nerwowego, ubytków motorycznych i czuciowych, może świadczyć o tym, że na pełny powrót do zdrowia może już być za późno. Należą do nich [15]:

- masywne przepukliny dyskowe, często powikłane sekwestracją dysku,
- stenoza kanału kręgowego,
- niestabilny kręgozmyk, dający objawy neurologiczne,
- złamania kręgów spowodowane urazem/osteoporozą.

Zabiegi można podzielić na dwie kategorie:

- małoinwazyjne (które obejmują zabiegi takie jak mikrodiscektomia, wertebroplastyka, laminektomia, discektomia, foraminotomia, nukleoplastyka),
- inwazyjne (fuzja kręgów, implanty zastępujące dysk).

Stabilizacja kręgosłupa obejmuje zabiegi chirurgiczne, które korygują niestabilność i deformację kręgosłupa, jednocześnie optymalizując fizjologiczną funkcję przenoszenia ciężaru i ruchomość kręgosłupa. Stabilizacje dzielimy na statyczną i dynamiczną.

Fuzja kręgosłupa (stabilizacja statyczna) jest neurochirurgiczną lub ortopedyczną techniką chirurgiczną, która łączy dwa lub więcej kręgów, polegającą na unieruchomieniu sąsiednich kręgów implantami, tak by pomiędzy nimi doszło do zrostu kostnego. Zabieg ten można wykonać na dowolnym poziomie kręgosłupa (szyjnym, piersiowym lub lędźwiowym).

W niektórych przypadkach materiał na krążek można zastąpić autogennym przeszczepem kości i/lub materiałem przeszczepu allogenicznego lub w przypadku choroby zwyrodnieniowej krążka można zamiast tego zastosować implanty. Dodatkowy sprzęt (śruby, płytki lub klatki) jest często używany do utrzymywania kości na miejscu, podczas gdy przeszczep łączy ze sobą dwa kręgi. Przeszczep kostny goi się przez kilka miesięcy, łącząc ze sobą kręgi, stabilizując kręgosłup [16].

Biomechaniczna zasada dynamicznej stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego polega na kontrolowaniu nieskoordynowanych ruchów między trzonami kręgów. Stabilizacja dynamiczna w odróżnieniu do tradycyjnej, statycznej, nie wywołuje stałego unieruchomienia i usztywnienia. Polega na przejęciu części obciążeń biegnących przez segment ruchomy przez odkształcalny implant. System ten zapewnia zachowanie naturalnej ruchomości poszczególnych elementów kręgosłupa. Dzięki takiemu zabiegowi mamy możliwość odciążenia tylnej kolumny kręgosłupa, co powoduje zmniejszenie nacisku na korzenie rdzeniowe, wyrostki stawowe oraz tylną część trzonu. W efekcie zyskujemy prawidłowe odtworzenie ułożenia wyrostków stawowych, napięć więzadeł i oczywiście stabilizację wybranego odcinka kręgosłupa [17].

Bardzo ważną cechą stabilizacji dynamicznej jest brak kumulacji naprężenia w segmentach leżących w bezpośrednim sąsiedztwie stabilizowanego obszaru, co występuje podczas procedur usztywniających kręgosłup [18].

3.3. Metodyka i przebieg badań

Metoda elementów skończonych jest potężnym narzędziem, które może pomóc w numerycznym rozwiązaniu wielu różnych problemów inżynierskich, a także problemów związanych ściśle z biomechaniką. MES to zaawansowana metoda numerycznego rozwiązywania problemów brzegowych. Polega ona na zastosowaniu interpolacji poszukiwanej funkcji, na dyskretnym zbiorze jej węzłów, które powstają w wyniku dyskretyzacji dziedziny jej określoności na tzw. elementy skończone. Wyniki w ramach oceny MES są przedstawiane za pomocą systemu w kształcie próbki koloru,

na przykład rozkład ciśnienia w dowolnym projekcie [10]. Wykorzystanie metody elementów skończonych w przedoperacyjnym planowaniu zabiegu stabilizacji kręgosłupa jest pomocne, ponieważ pozwala ocenić wpływ wybranej metody na strukturę kręgosłupa i jeśli to konieczne – umożliwia wprowadzenie odpowiednich modyfikacji lub lepsze przygotowanie się do zabiegu.

W celu wykonania analizy MES niezbędne jest zrealizowanie trzech kroków [10]:

- budowa modelu (opracowanie geometrii wraz z zadaniem własności materiałowych),
- zadanie warunków brzegowych (odwzorowanie sił działających na badany układ),
- opracowanie symulacji numerycznych dla przygotowanych scenariuszy.

3.3.1. Model kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego

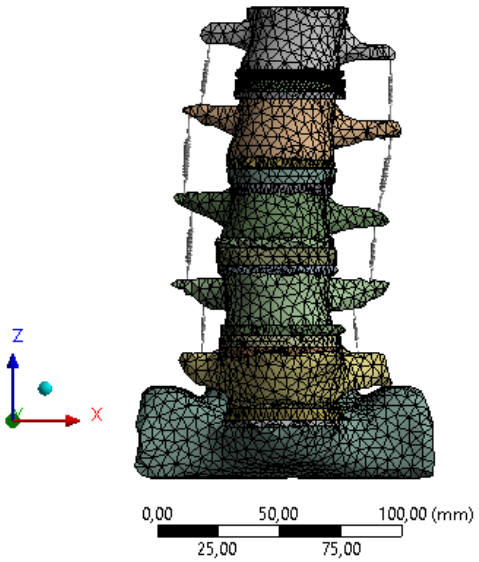
Przygotowanie modelu kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego wykonano z użyciem odpowiedniego oprogramowania pozwalającego na segmentację modelu na podstawie zdjęć TK. Istotne było rozdzielenie poszczególnych struktur, aby uwzględnić własności materiałowe kręgów, krążków miedzykręgowych i stawów.

Tabela 4

Zdefiniowane właściwości materiałowe poszczególnych elementów

		Moduł Younga, E [MPa]	Współczynnik Poissona	Sztywność, K [N/mm]	Źródła
Kość		10 000	0,3		[8]
Płytka graniczna		50	0,3		
Powierzchnie stawowe		25	0,25		
Pierścień włóknisty		4,2	0,452		
Jądro miażdżyste		1	0,499		
Więzadła	ALL	Elementy sprężyste		8,74	
	PLL			5,83	
	LF			15,38	
	ITL			0,19	
	SSL			2,39	
	ISL			10,85	

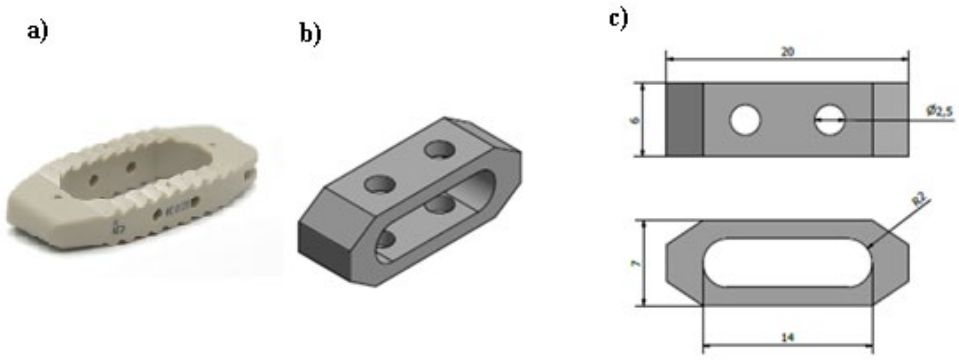
Model zawiera dokładnie zrekonstruowane różne trzony kręgów, krążki międzykręgowe, górną i dolną chrząstkę stawową oraz wszystkie więzadła i inne struktury anatomiczne; przedstawiono go na rys. 3.5. Na gotowy model nałożona została siatka elementów skończonych dla elementów nieliniowych o wielkości 5 mm, a model składał się ze 154 106 węzłów i z 78 934 elementów. Zastosowano elementy tetrahedralne 10-węzłowe (SOLID187).



Rys. 3.5. Model odcinka lędźwiowego kręgosłupa z nałożoną siatką
Fig. 3.5. Lumbar spine model with an applied mesh

3.3.2. Model kręgosłupa ze stabilizacją

W przypadku modelu ze stabilizacją wykorzystano model przygotowany na poprzednim etapie, usuwając z niego krążek międzykręgowy pomiędzy L4-L5, gdyż zgodnie z diagnozą pacjentki na tym poziomie pojawiły się zmiany zwyrodnieniowe kręgów. Implant zaprojektowano zgodnie z dokumentacją udostępnioną przez producenta. Na potrzeby symulacji model został uproszczony do postaci pozwalającej odwzorować rzeczywiste cechy, przy możliwie najmniejszym jego obciążeniu (rys. 3.6). Dla implantu przyjęto własności zgodnie z zastosowanym materiałem.



Rys. 3.6. Model implantu: a) poglądowy implant, b) model CAD, c) główne wymiary implant
Fig. 3.6. Implant model: a) conceptual implant, b) CAD model, c) main implant dimensions

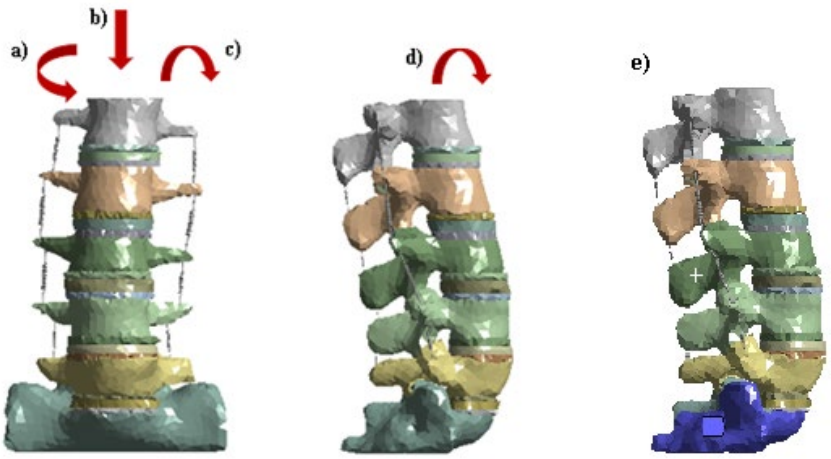
3.3.3. Warunki brzegowe

Warunki brzegowe zostały opracowane na podstawie danych literaturowych [9]. Pod uwagę wzięto także następujące zagadnienia: siła działająca w osi kręgosłupa może prowadzić do złamania trzonu kręgosłupowego. Zaliczają się do tego złamania zgięciowe lub wyprostne i wybuchowe. Siły skrętne i rotacyjne powodują złamania wyrostków stawowych, natomiast siły działające poprzecznie do długiej osi kręgosłupa prowadzą do poprzecznego złamania kręgów.

Kręgosłup poddany został działaniu kilku rodzajów obciążeń, w tym:

a) ściskanie siłą osiową,
b) zginanie w przód,
c) zgięcie boczne,
d) rotacja osiowa.

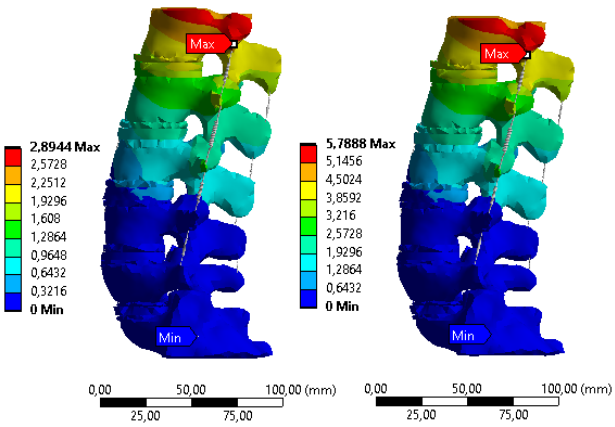
Zadana siła osiowa wynosiła 500 i 1000 N, reprezentując osobę z wagą prawidłową (w tym pacjentkę, od której pochodziły zdjęcia TK) oraz osobę z występującą nadwagą. Pozostałe obciążenia symulowały cztery różne stany ruchów kręgosłupa lędźwiowego, a zadane im momenty wynosiły 5, 10, 15 Nm [8]. W każdym w wymienionych przypadków zmienia się sposób przyłożenia momentu. Schematycznie sposób obciążaniu pokazano na rys. 3.7. Utwierdzenie modelu znajduje się na wysokości kręgu/kości S1, który został zamodelowany właśnie w tym celu, co pozwoliło na pełną analizę odcinka.



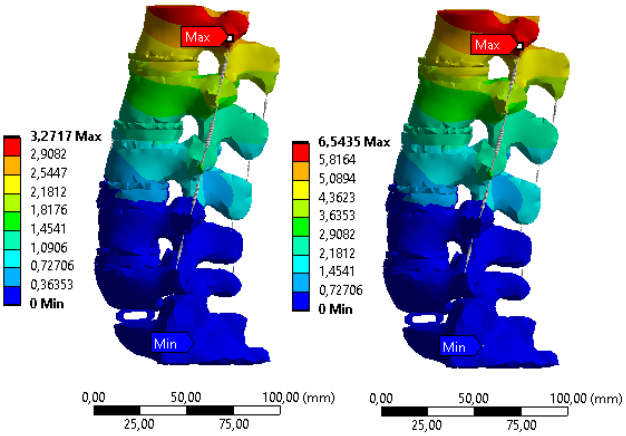
Rys. 3.7. Schemat obciążania modelu: a) rotacja osiowa, b) ściskanie, c) zginanie w bok (w płaszczyźnie strzałkowej), d) zginanie w przód (w płaszczyźnie czołowej), e) utwierdzenie modelu
Fig. 3.7. Model loading scheme: a) axial rotation, b) compression, c) lateral bending (sagittal plane), d) forward bending (frontal plane), e) model fixation

3.3.4. Wyniki

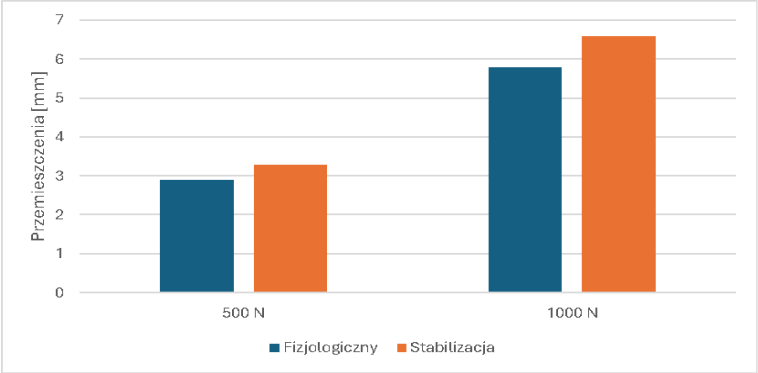
Symulacja numeryczna z użyciem programu ANSYS umożliwiła wyznaczenie map przemieszczeń, stanu odkształcenia i naprężenia według hipotezy Hubera–Misesa–Hencky'ego (HMH) dla kręgosłupa fizjologicznego oraz kręgosłupa ze stabilizacją miedzykręgową.



Rys. 3.8. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa fizjologicznego obciążonego siłą osiową 500 i 1000 N
Fig. 3.8. Displacement maps for the physiological spine under axial load of 500 and 1000 N

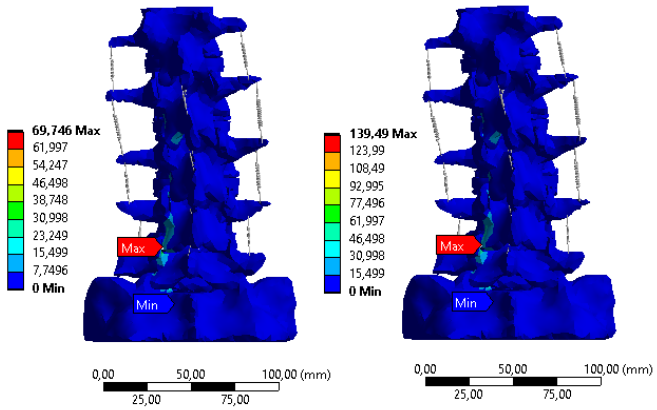


Rys. 3.9. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa ze stabilizacją obciążonego siłą osiową 500 i 1000 N
Fig. 3.9. Displacement maps for the stabilized spine under axial load of 500 and 1000 N

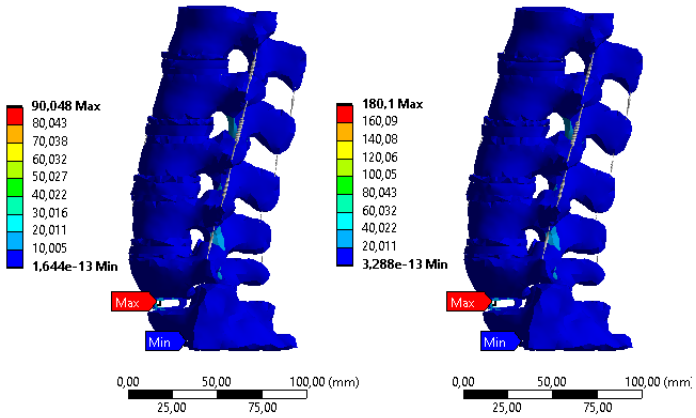


Rys. 3.10. Przemieszczenia uzyskane podczas ściskania
Fig. 3.10. Displacements obtained during compression

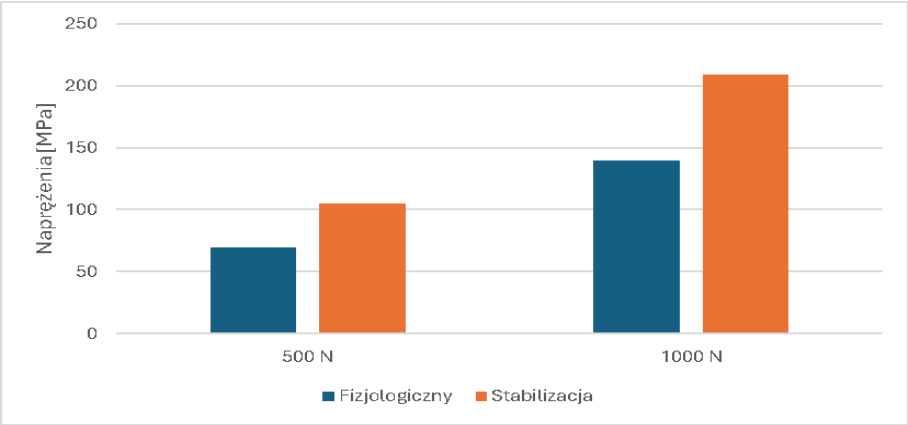
W przypadku siły ściskającej zastosowano obciążenie osiowe o wartości 500 i 1000 N. Dla modelu fizjologicznego siła 500 N wywołała przemieszczenia o wartości 2,9 mm i 3,3 mm dla modelu ze stabilizacją, siła 1000 N zaś to przemieszczenia o wartości 3,27 i 6,5 mm.



Rys. 3.11. Mapy naprężenia HMH dla kręgosłupa fizjologicznego obciążonego siłą osiową 500 i 1000 N
Fig. 3.11. HMH stress maps for the physiological spine under axial load of 500 and 1000 N

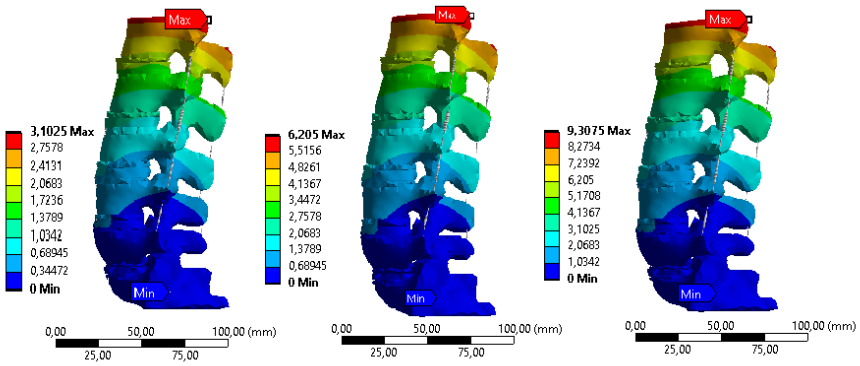


Rys. 3.12. Mapy naprężenia HMH dla kręgosłupa ze stabilizacją obciążonego siłą osiową 500 i 1000 N
Fig. 3.12. HMH stress fields for the stabilized spine under axial load of 500 and 1000 N



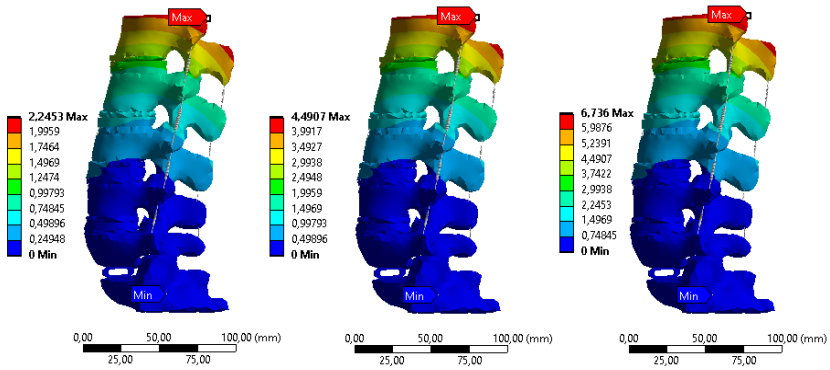
Rys. 3.13. Maksymalne naprężenia dla ściskania
Fig. 3.13. Maximum stresses for compression

Ściskanie modelu ze stabilizacją i bez stabilizacji wykonano z użyciem siły o wartości 500 i 1000 N. W modelu fizjologicznym dało to wartość maksymalnego naprężenia wynoszącą niecałe 70 i 140 MPa. W przypadku modelu po stabilizacji były to wartości rzędu 90 i 180 MPa.



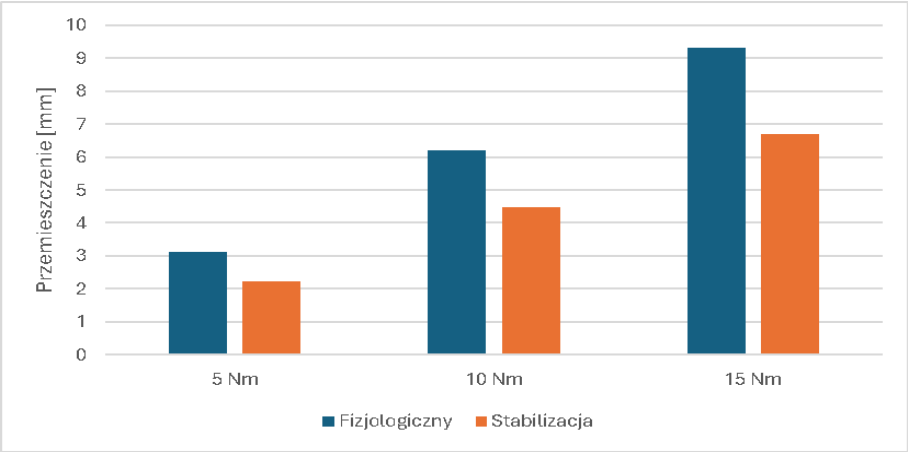
Rys. 3.14. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa fizjologicznego uzyskane podczas zginania w przód (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

Fig. 3.14. Displacement maps for the physiological spine obtained during forward bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)



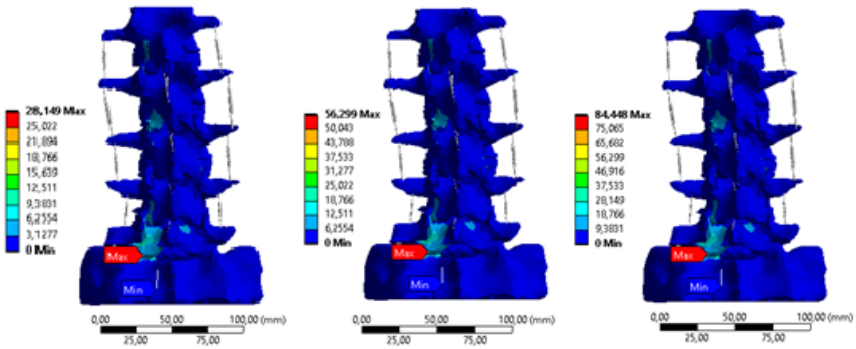
Rys. 3.15. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa ze stabilizacją uzyskane podczas zginania w przód (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

Fig. 3.15. Displacement maps for the stabilized spine obtained during forward bending (defined moment 5, 10, 15 Nm

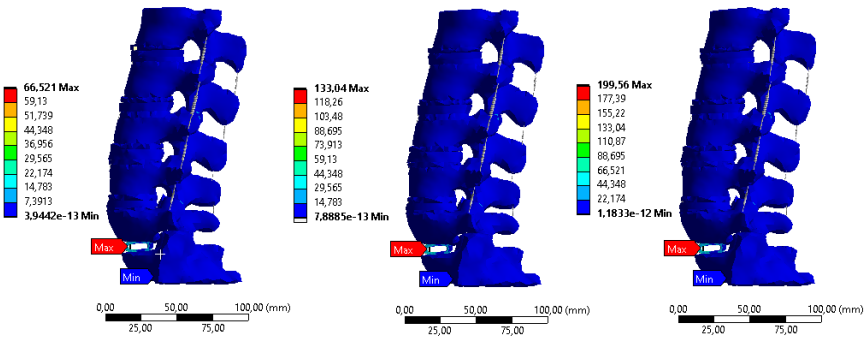


Rys. 3.16. Przemieszczenia uzyskane podczas zginania w przód
Fig. 3.16. Displacements obtained during forward bending

W przypadku zginania w przód zastosowano momenty 5, 10, 15 Nm, co przełożyło się na następujące wyniki. Dla modelu fizjologicznego 3,10; 6,21 i 9,31 mm i modelu po stabilizacji 2,25; 4,49 oraz 6,74 mm.

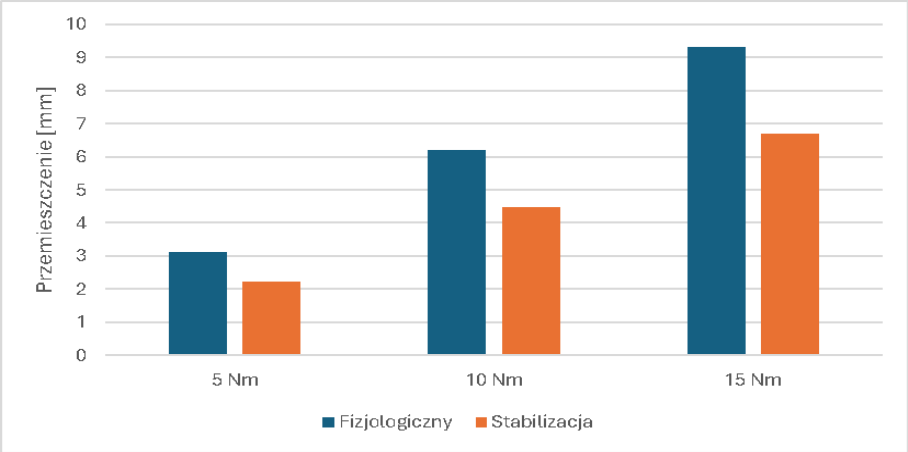


Rys. 3.17. Mapy naprężenia HMH dla kręgosłupa fizjologicznego uzyskane podczas zginania w przód (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.17. HMH stress fields for the physiological spine obtained during forward bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)



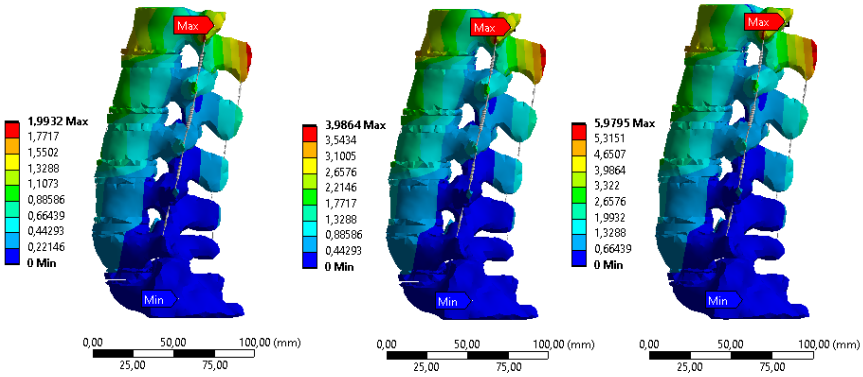
Rys. 3.18. Mapy naprężenia dla kręgosłupa ze stabilizacją uzyskane podczas zginania w przód (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.18. Stress maps for the stabilized spine obtained during forward bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)

Wykres 4



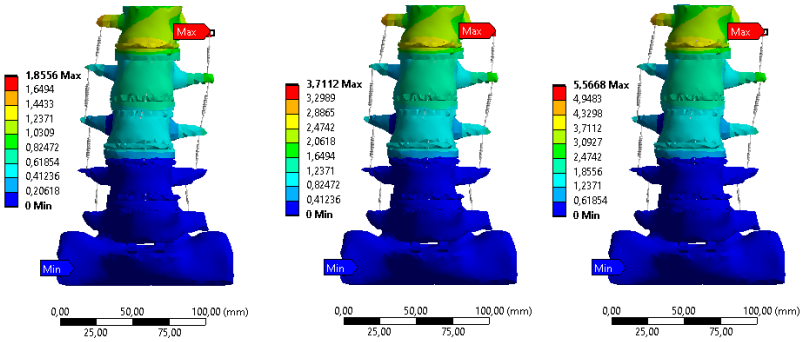
Rys. 3.19. Przemieszczenia uzyskane podczas zginania w przód
Fig. 3.19. Displacements obtained during forward bending

W przypadku zginania w przód zastosowano momenty 5, 10, 15 Nm, co przełożyło się na następujące wyniki. Dla modelu fizjologicznego 3,10; 6,21 i 9,31 mm i modelu po stabilizacji 2,25; 4,49 oraz 6,74 mm.



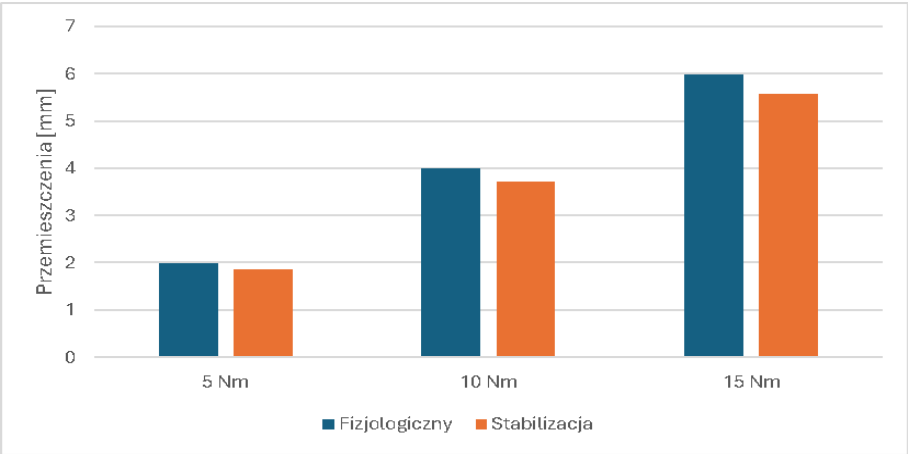
Rys. 3.20. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa fizjologicznego uzyskane dla rotacji osiowej (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

Fig. 3.20. Displacement maps for the physiological spine obtained for axial rotation (defined moment 5, 10, 15 Nm)



Rys. 3.21. Mapy przemieszczeń dla kręgosłupa ze stabilizacją uzyskane dla rotacji osiowej (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

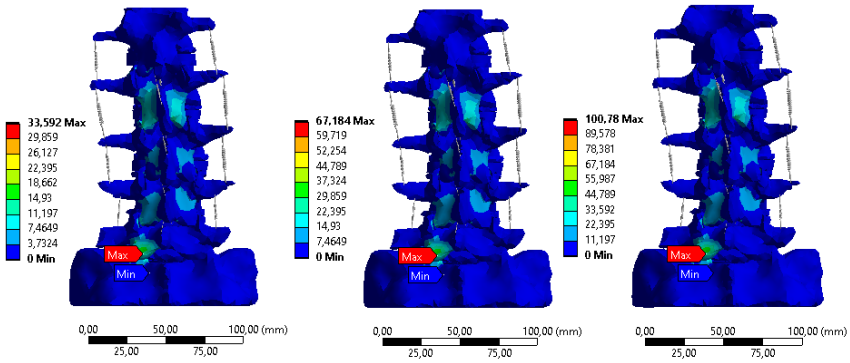
Fig. 3.21. Displacement maps for the stabilized spine obtained for axial rotation (defined moment 5, 10, 15 Nm)



Rys. 3.22. Przemieszczenia uzyskane dla rotacji osiowej

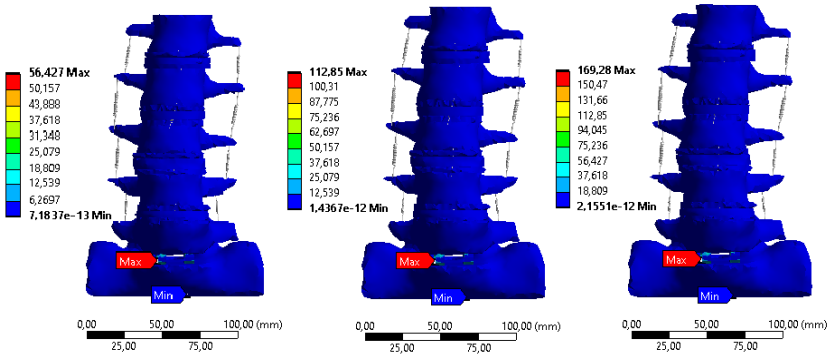
Fig. 3.22. Displacements obtained for axial rotation

W przypadku rotacji osiowej kręgosłup poddany został działaniu momentów o wartości 5, 10 i 15 Nm. Wartości, jakie uzyskał kolejno model fizjologiczny, to 2; 4; 6 mm. W przypadku modelu ze stabilizacją były to wartości 1,86; 3,72; 5,58 mm.



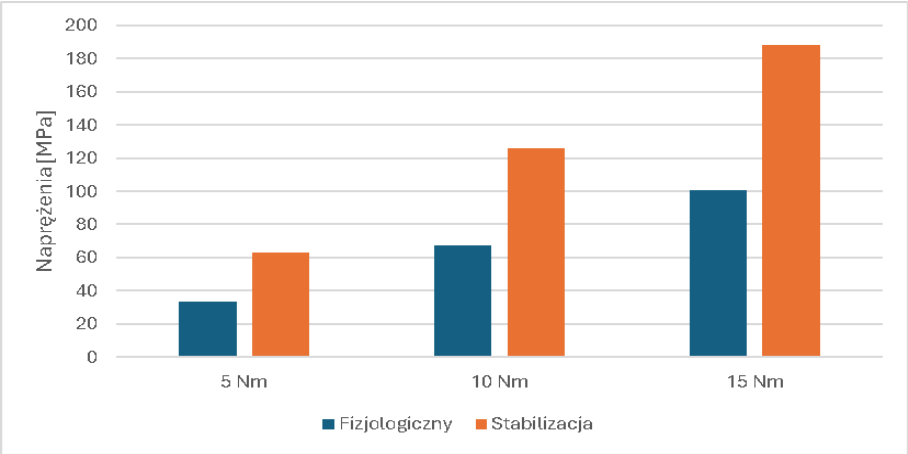
Rys. 3.23. Mapy naprężenia HMH uzyskane dla kręgosłupa fizjologicznego dla rotacji osiowej (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

Fig. 3.23. HMH stress fields obtained for the physiological spine during axial rotation (defined moment 5, 10, 15 Nm)



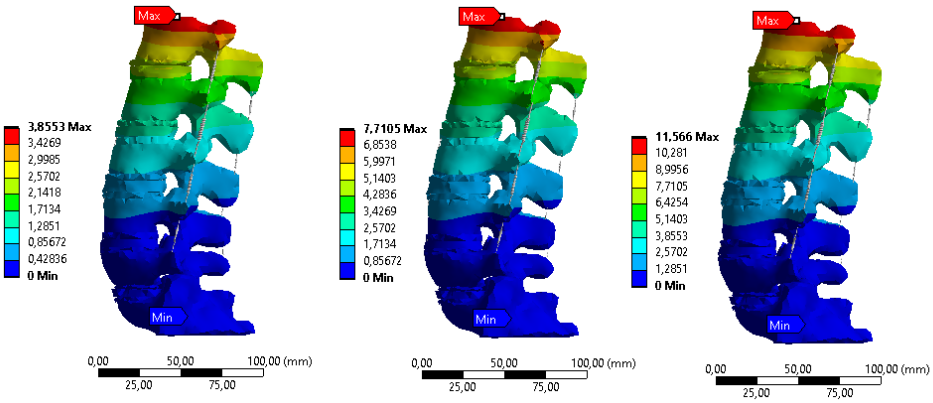
Rys. 3.24. Mapy naprężenia uzyskane dla kręgosłupa ze stabilizacją dla rotacji osiowej (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)

Fig. 3.24. Stress maps obtained for the stabilized spine during axial rotation (defined moment 5, 10, 15 Nm)

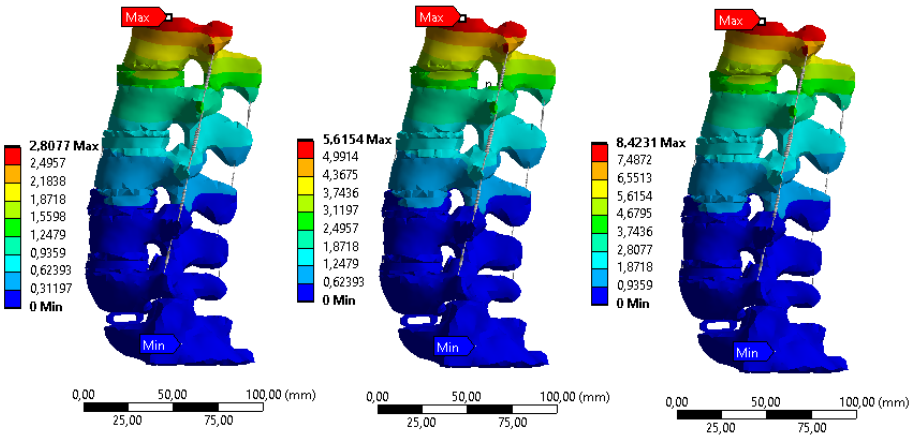


Rys. 3.25. Maksymalne naprężenia dla rotacji osiowej
Fig. 3.25. Maximum stresses for axial rotation

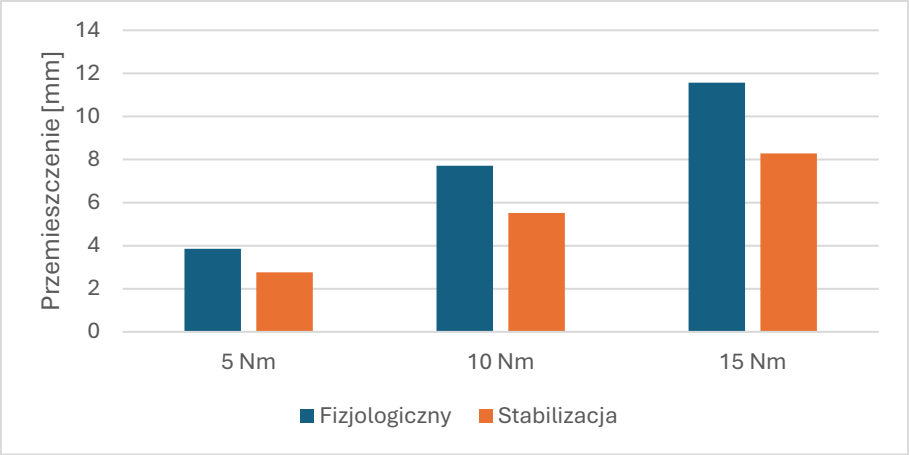
Maksymalne naprężenia dla rotacji osiowej, wynikające z zadanych kolejno momentów 5, 10, 15 Nm, wyniosły w przypadku modelu fizjologicznego 33,6; 67,2 oraz 100,8 MPa, natomiast w przypadku modelu ze stabilizacją wartości te były niemalże dwukrotnie większe i wynosiły odpowiednio 56,43; 112,85 i 169,28 MPa.



Rys. 3.26. Mapy przemieszczeń uzyskane dla kręgosłupa fizjologicznego dla zginania w bok (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.26. Displacement maps obtained for the physiological spine during lateral bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)

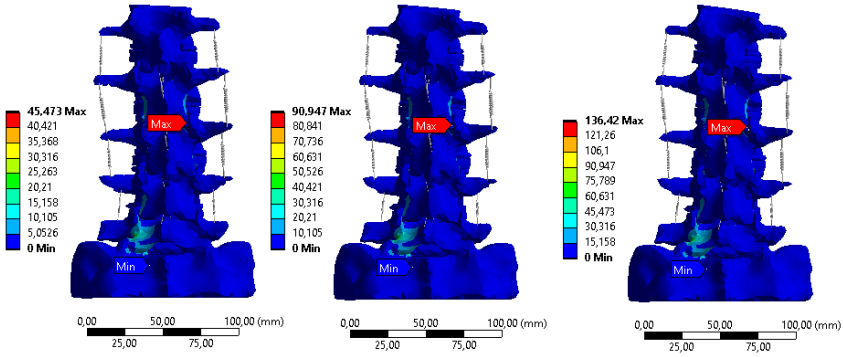


Rys. 3.27. Mapy przemieszczeń uzyskane dla kręgosłupa ze stabilizacją dla zginania w bok (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.27. Displacement maps obtained for the stabilized spine during lateral bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)

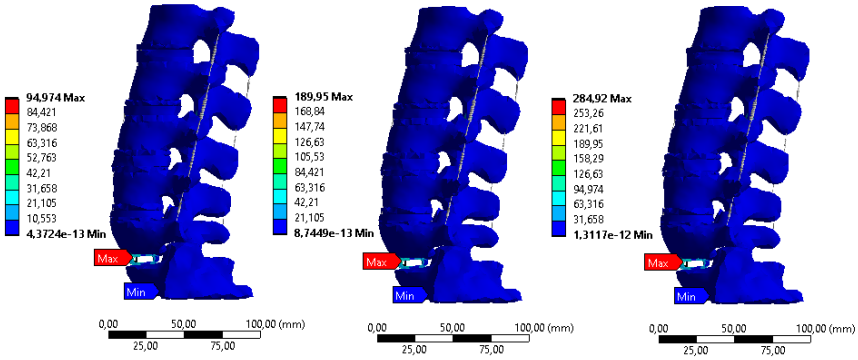


Rys. 3.28. Przemieszczenia uzyskane podczas zginania w bok
Fig. 3.28. Displacements obtained during lateral bending

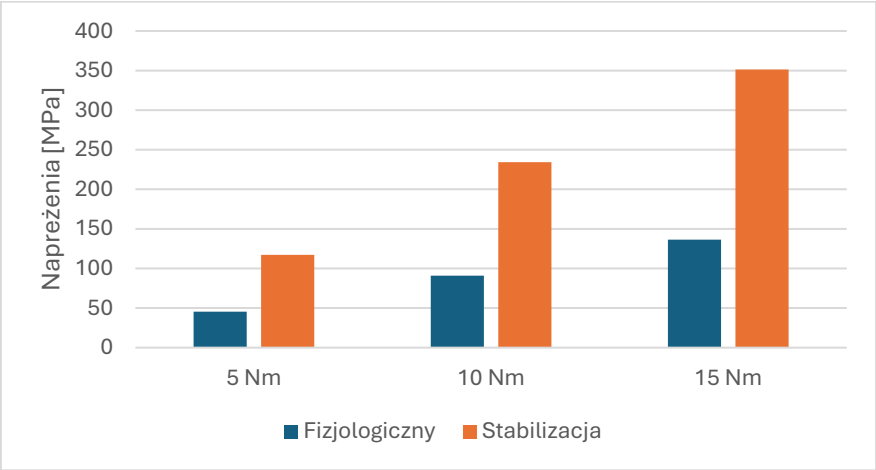
Zginanie w bok również uwzględniło działanie momentów o wartości 5, 10, 15 Nm. W tym przypadku różnica pomiędzy modelem fizjologicznym a modelem po stabilizacji jest wyraźniejsza niż w przypadku rotacji. Dla modelu fizjologicznego uzyskano wartości 3,86; 7,71; 11,57 mm, a po stabilizacji 2,81; 5,62; 8,42 mm.



Rys. 3.29. Mapy naprężenia HMH uzyskane dla kręgosłupa fizjologicznego dla zginania w bok (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.29. HMH stress fields obtained for the physiological spine during lateral bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)



Rys. 3.30. Mapy naprężenia uzyskane dla kręgosłupa ze stabilizacją dla zginania w bok (zdefiniowany moment 5, 10, 15 Nm)
Fig. 3.30. Stress maps obtained for the stabilized spine during lateral bending (defined moment 5, 10, 15 Nm)



Rys. 3.31. Maksymalne naprężenia dla zginania w bok
Fig. 3.31. Maximum stresses for lateral bending

Podczas zginania w bok w modelu fizjologicznym uzyskane maksymalne wartości naprężenia wyniosły 45,5; 91 i 136,4 MPa, a w modelu ze stabilizacją 94,97; 189,95 oraz 284,92 MPa.

3.3.5. Analiza i wnioski

Otrzymane wartości przemieszczeń wskazują na zakres ruchomości i stabilności kręgosłupa po zastosowaniu stabilizacji międzykręgowej. Analizując uzyskane wyniki przemieszczeń i naprężenia, można wysunąć wnioski wynikające z zauważonych zależności. Jeśli chodzi o przemieszczenia wartości, w przypadku modelu ze stabilizacją są one niższe niż dla modelu fizjologicznego. Zależność ta sugeruje, że zastosowana stabilizacja spełnia swoją funkcję, zmniejszając ruchomość odcinka lędźwiowego, tym samym pozytywnie wpływa na jego ustabilizowanie po przebytym urazie. Negatywnym aspektem może okazać się jednak wpływ na sąsiednie kręgi, wywołując ich przyspieszoną degenerację [45]. Jednakże aby uniknąć zmian zwyrodnieniowych po zespoleniu kręgosłupa z oprzyrządowaniem, zespolenie powinno być jak najkrótsze, a usunięcie implantu jak najszybsze. Warto jednak zaznaczyć, że w przypadku ściskania osiowego wartości przemieszczeń są większe dla modelu po stabilizacji. Może to świadczyć o zwiększonej pracy odcinka wzdłuż osi, co może być wywołane nadmiernym przemieszczeniem górnego segmentu, dolny zaś pozostaje usztywniony.

Porównując wartości siły odpowiadającej osobie z wagą prawidłową i nadwagą, jednoznacznie można stwierdzić, że większa masa ma swoje przełożenie na siły oddziałujące na kręgosłup, obciążając go bardziej niż u osób z wagą prawidłową.

Podczas analizy naprężeń uzyskanych w symulacji widoczne są w każdym przypadku większe naprężenia dla modelu po stabilizacji, co wskazuje na to, że implant przejmuje największe obciążenia działające na kręgosłup, odciążając struktury kręgosłupa pozwalając na przywrócenie funkcji rdzenia i korzeni nerwowych. Jednocześnie zastosowany implant ze stopu tytanu zapewnia biokompatybilność i wytrzymałość mechaniczną wprowadzanego do organizmu wyrobu.

Nawiązując do diagnozy postawionej pacjentce, od której pozyskano geometrię kręgosłupa, przed wprowadzeniem implantu widoczna była szczególna koncentracja naprężenia w obrębie połączeń stawowych na wysokości odcinka L4-L5 i zdecydowanie bardziej wyraźne na wysokości odcinka L5-S1, w którym wprowadzono implant stabilizujący. W tym konkretnym przypadku widoczna jest

poprawa po wprowadzeniu stabilizacji, gdyż naprężenia na wyrostkach ulegają znacznemu zmniejszeniu na rzecz implantu, który zaczyna przenosić największe obciążenia.

Przygotowanie modelu wymagało wykorzystania różnych programów i zapoznania się z nimi, począwszy od programu do segmentacji zdjęć z tomografii komputerowej, poprzez program do naprawiania i uzupełniania modeli zbudowanych z trójkątów. Po przejściu przez etap naprawy poszczególnych elementów i tworzenia modeli bryłowych modelowano poszczególne struktury okołokręgosłupowe. Stanowiło to kluczowy i jednocześnie najbardziej wymagający etap pracy nad modelem. Podczas modelowania krążków międzykręgowych przydatna okazała się funkcja wykonująca operację boolowską (w tym przypadku było to odejmowanie), pozwalającą na idealne dopasowanie modelowanej płytki granicznej pomiędzy krążkiem a kręgiem. W przyszłości można by zmienić sposób modelowania więzadeł, gdyż jest to struktura, której sposoby modelowania stosowane przez innych autorów najbardziej się różnią.

3.4. Podsumowanie

Głównym celem pracy było opracowanie geometrii kręgosłupa lędźwiowego, która została następnie wykorzystana do przeprowadzenia analizy MES, oraz dokonanie oceny wpływu stabilizacji na dany odcinek. Przedstawiony został proces przygotowania modelu, umożliwiający jego wykorzystanie w analizie. Odpowiednio przygotowanemu modelowi nadano własności materiałowe i odwzorowano obciążenia działające na kręgosłup, ustalając odpowiednie warunki brzegowe. Kręg S1 stanowił podstawę, której odebrane zostały stopnie swobody we wszystkich kierunkach, a model poddano działaniu obciążeń takich jak: osiowa rotacja, osiowe ściskanie, zginanie w bok i w przód. Takie same warunki brzegowe zastosowane zostały również dla modelu z usuniętym krążkiem międzykręgowym i wprowadzoną stabilizacją. Uzyskane wyniki pozwoliły na porównanie występujących naprężeń i przemieszczeń w odcinku lędźwiowym pod wpływem zadanych obciążeń. Analiza ta wykazała, że stabilizacja ma pozytywny wpływ na kręgosłup, redukując nadmierne obciążenia.

MES pozwala analizować zmiany w procesie leczenia bez szkody dla pacjenta i może stanowić silne wsparcie dla badań klinicznych. Wyniki badań mogą być wykorzystane do profilaktyki i diagnozowania schorzeń kręgosłupa, wspomagania chirurgii oraz projektowania efektów leczniczych i oceny.

Bibliografia

1. M. Gzik, Biomechanika kręgosłupa człowieka. Gliwice: Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2007.
2. A. Bochenek, M. Reicher, Anatomia człowieka, t. 1. Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 2010.
3. C. Pezowicz, Biomechanika kręgosłupa. Wrocław: Oficyna Wydawnictwa Politechniki Wrocławskiej, 2019.
4. M. Mańko, J. Zubrzycki, R. Karpiński, "The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego", *J. Technol. Exploit. Mech. Eng.*, vol. 1, pp. 33–58, 2015.
5. R. Będziński, Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane. Warszawa: Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 1997.
6. A. Piechowiak-Łuszczak, Skuteczność wybranych metod fizjoterapeutycznych w zespołach bólowych, lędźwiowej części kręgosłupa. Poznań: Uniwersytet Medyczny, 2012.
7. D. Borenstein, A. Calin, Fast Facts: Ból dolnego odcinka kręgosłupa, II. Gdańsk: AsteriaMed, 2016.
8. Q. Zhang, T.E. Chon, Y. Zhang, J.S. Baker, Y. Gu, "Finite element analysis of the lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis subjected to different loads", Comput. Biol. Med., vol. 136, p. 104745, Sep. 2021, DOI: 10.1016/ J.COMPBIOMED.2021.104745.
9. S.N. Zahari, M.J.A. Latif, N.R.A. Rahim, M.R.A. Kadir, T. Kamarul, "The Effects of Physiological Biomechanical Loading on Intradiscal Pressure and Annulus Stress in Lumbar Spine: A Finite Element Analysis", J. Healthc. Eng., vol. 2017, 2017, DOI: 10.1155/2017/9618940.
10. D. Logan L., *A First Course in the Finite Element Method*. University of Wisconsin–Platteville.
11. M. Pośpiech, „Główny Urząd Statystyczny. (2017) Rocznik Statystyczny Pracy 2017." http://stat.gov.pl/obszary-tematyczne/roczniki-statystyczne/roczniki-statystyczne/ rocznikstatystyczny-pracy-2017,7,5.html (15.3.2018).
12. S. Wozniak, R. Wieczorkowski, A. Czekalska, Stan zdrowia ludności Polski w 2019 r., vol. 1. 2021.
13. M. Smarzyk, „Dehydratacja krążka międzykręgowego", 2018. https://bodymove.pl/ dehydratacja-krazka-miedzykregowego/.

14. K. Chaustowicz, „Pozycje ciała a obciążenie kręgosłupa”, 2019. https://testosterone.pl/wiedza/pozycje-ciala-a-obciazenia-kregoslupa/.
15. J. Seremak, „Operacja kręgosłupa – na czym polega zabieg i rehabilitacja?” https://www.acusmed.pl/blog/operacja-kregoslupa-na-czym-polega-zabieg-i-rehabilitacja/.
16. “Lumbar stabilization”. https://www.physio.co.uk/what-we-treat/surgery/lower-back/lumbar-stabilisation.php.
17. „Zabieg dynamicznej stabilizacji kręgosłupa DIAM (dynamic interspinous spinal stabilisation)”. http://jastmedic.pl/oferta/neurochirurgia/zabieg-dynamicznej-stabilizacji-kregoslupa-diam-dynamic-interspinous-spinal-stabilisation/.
18. “DIAM Spinal Stabilisation System”. http://www.axis-hospital-croatia.com/surgical-procedures/diam-spinal-stabilisation-system/.
19. K. Chaustowicz, „Pozycje ciała a obciążenie kręgosłupa”, 2019. https://testosterone.pl/wiedza/pozycje-ciala-a-obciazenia-kregoslupa/
20. A. Kroszczyński, „Budowa kręgosłupa”. https://www.rehab.pl/baza-wiedzy/budowa-kregoslupa/.
21. A. Piechowiak-Łuszczak, Skuteczność wybranych metod fizjoterapeutycznych w zespołach bólowych, lędźwiowej części kręgosłupa. Poznań: Uniwersytet Medyczny, 2012.
22. L. Bastian, U. Lange, C. Knop, G. Tusch, M. Blauth, “Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: A biomechanical study”, Eur. Spine J., vol. 10, no. 4, pp. 295–300, 2001, DOI: 10.1007/s005860100278.

Ilona ŁYSY[1], Wojciech WOLAŃSKI[1], Michał BURKACKI[1]

4. MODELOWANIE REKONSTRUKCJI ŻUCHWY

4.1. Wstęp

Deformacje twarzoczaszki stanowią złożony problem medyczny o wieloaspektowym charakterze, który obejmuje zarówno aspekty estetyczne, funkcjonalne, jak i psychologiczne. Mogą one wynikać z różnorodnych przyczyn, takich jak nieprawidłowe ułożenie kości i zębów, wady wrodzone, urazy mechaniczne, choroby nowotworowe czy zaburzenia genetyczne. Skutki deformacji są wielowymiarowe i prowadzą do ograniczeń w podstawowych czynnościach życiowych, takich jak oddychanie, żucie, połykanie czy mówienie, a także wpływają negatywnie na jakość życia pacjentów przez obniżenie ich samooceny i izolację społeczną. Wybór odpowiedniej metody leczenia zależy od charakteru i zaawansowania zmian, a także od etiologii problemu. W zaawansowanych przypadkach, takich jak ciężka asymetria twarzy czy dysfunkcje stawu skroniowo-żuchwowego, kluczową rolę odgrywają procedury chirurgiczne, w tym techniki rekonstrukcyjne.

Rekonstrukcja żuchwy to operacja, która ma na celu przywrócenie funkcjonalności narządu żucia, poprawę estetyki twarzy oraz ogólną poprawę dobrostanu pacjenta. Urazy i deformacje w obrębie żuchwy mogą prowadzić do licznych powikłań, takich jak zaburzenia czynnościowe, przewlekły ból oraz problemy społeczne związane z nieakceptowalnym wyglądem. Złożoność tych przypadków sprawia, że rekonstrukcja żuchwy wymaga indywidualnego podejścia oraz zaawansowanych metod planowania.

Współczesna medycyna coraz częściej wykorzystuje komputerowe wspomaganie zabiegów chirurgicznych, znane jako wirtualne planowanie operacji lub chirurgia wirtualna. Technologia ta, oparta na zaawansowanych algorytmach i narzędziach informatycznych, umożliwia precyzyjne zaplanowanie i symulację operacji przed jej

[1] Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze.

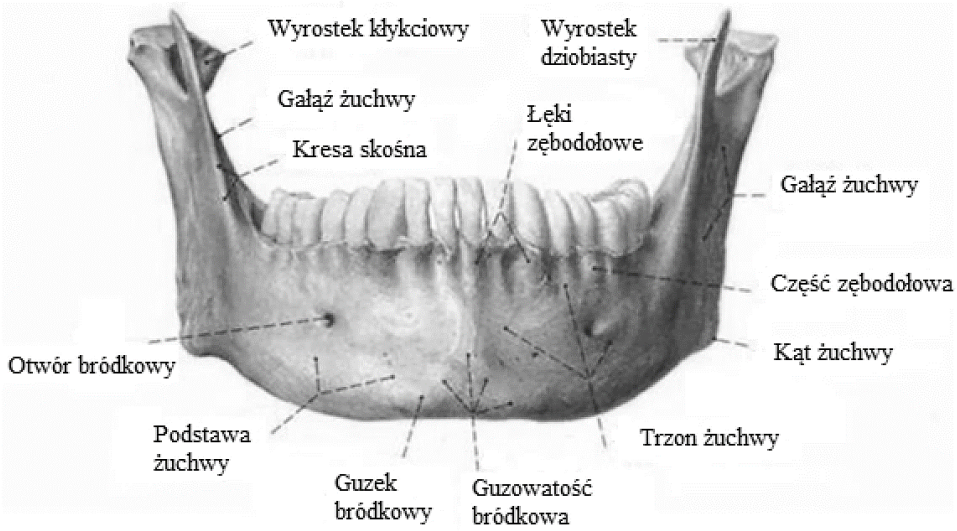
wykonaniem, co znacząco zwiększa skuteczność i bezpieczeństwo interwencji. Wykorzystanie komputerowego wspomagania zabiegu znajduje szczególne zastosowanie w chirurgii szczękowo-twarzowej, gdzie precyzja w odtwarzaniu kształtu i symetrii struktur kostnych twarzy jest kluczowa dla uzyskania satysfakcjonujących wyników klinicznych [4]. Ze względu na unikalną rolę twarzy w procesie identyfikacji i komunikacji człowieka rekonstrukcja w obrębie twarzoczaszki wymaga interdyscyplinarnego podejścia, obejmującego zarówno aspekt biomechaniczny, jak i estetyczny. Dążenie do odtworzenia harmonii twarzy nie tylko poprawia jakość życia pacjentów, lecz także stanowi wyzwanie badawcze, inspirując do ciągłego doskonalenia metod diagnostyki i leczenia w obszarze medycyny rekonstrukcyjnej.

4.2. Budowa anatomiczna kości żuchwy

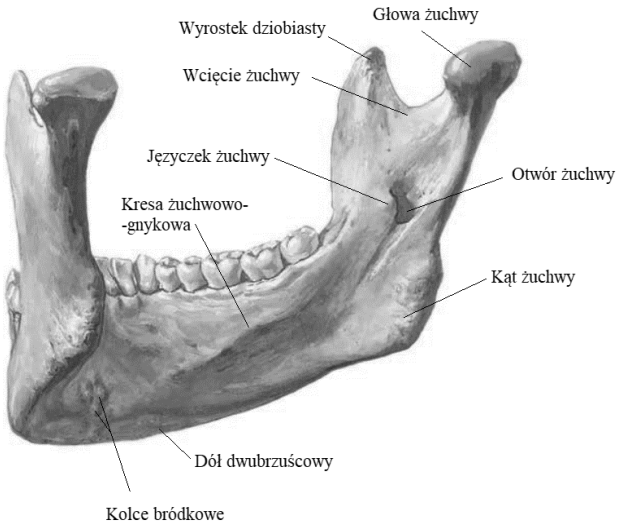
Żuchwa, będąca nieparzystą i ruchomą kością twarzoczaszki, odgrywa kluczową rolę w utrzymaniu funkcji życiowych, takich jak odżywianie, oddychanie czy komunikacja. Rozwija się z pierwszego łuku skrzelowego, a proces kostnienia rozpoczyna się bardzo wcześnie, niemal równocześnie z kostnieniem obojczyka. W okresie prenatalnym żuchwa składa się z dwóch symetrycznych części, które zrastają się w pierwszym roku życia w obrębie spojenia żuchwy. Ten proces, przebiegający od dolnej części spojenia ku górze, prowadzi do powstania struktury cechującej się wysoką wytrzymałością mechaniczną, szczególnie na rozciąganie i zginanie. Żuchwa pełni także funkcję ochronną dla narządów wewnętrznych, a jej budowa anatomiczna umożliwia osadzenie zębów dolnych. Ze względu na położenie i brak naturalnej ochrony podczas urazów twarzoczaszki to właśnie żuchwa absorbuje znaczną część energii [8, 14].

Kształt i struktura kości żuchwy są ściśle związane z pełnionymi przez nią funkcjami. Mechaniczne obciążenia wynikające z procesu żucia wpłynęły na rozwój specyficznej budowy: gęstej istoty gąbczastej otoczonej mocną warstwą istoty zbitej. Dodatkowo mięśnie i więzadła przyczepiające się do żuchwy również modelują jej anatomię [14]. W obrębie żuchwy wyróżnia się poziomy trzon o podkowiastym kształcie oraz dwie pionowe gałęzie (rys. 4.1, 4.2). Trzon ma dwa brzegi oraz dwie powierzchnie, a w jego górnym brzegu znajduje się szesnaście zębodołów. Spojenie bródkowe, znajdujące się w części środkowej, wzmacnia trzon, a jego dolna część tworzy guzowatość bródkową – najbardziej wysuniętą część trzonu. Dwa otwory bródkowe, umiejscowione na powierzchni zewnętrznej, umożliwiają wyjście nerwów i tętnic bródkowych. Gałęzie

żuchwy, tworzące kąt żuchwy, rozciągają się ku górze, gdzie kończą się dwoma wyrostkami: dziobiastym i kłykciowym. Wyrostek kłykciowy łączy żuchwę z podstawą czaszki, współtworząc staw skroniowo-żuchwowy. Na powierzchni przyśrodkowej gałęzi znajduje się otwór żuchwy, będący miejscem wejścia nerwu zębodołowego dolnego [29].



Rys. 4.1. Widok przedni żuchwy człowieka: 1 – wyrostek dziobiasty, 2 – wyrostek kłykciowy, 3 – gałąź żuchwy, 4 – kąt żuchwy, 5 – trzon żuchwy [13]
Fig. 4.1. Anterior view of the human mandible: 1 – coronoid process, 2 – condylar process, 3 – mandibular ramus, 4 – mandibular angle, 5 – mandibular body [13]



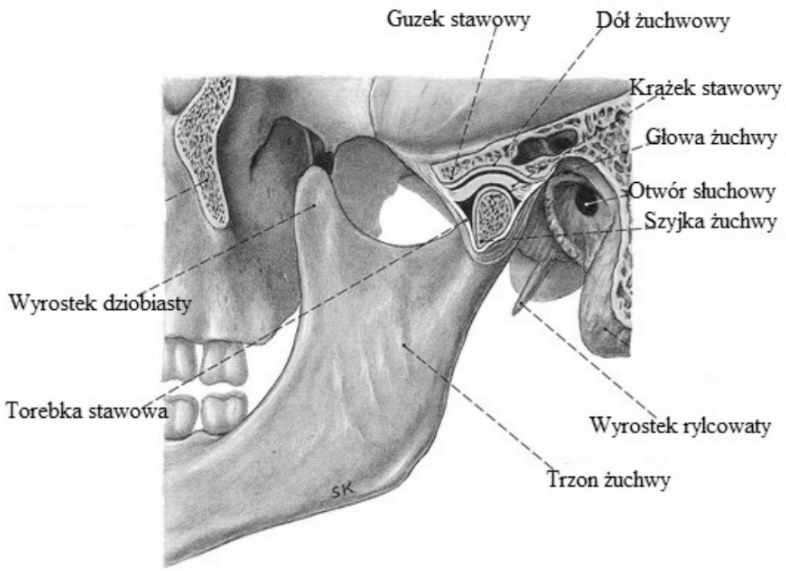
Rys. 4.2. Widok tylno-boczny żuchwy człowieka [18]
Fig. 4.2. Posterolateral view of the human mandible [18]

Staw skroniowo-żuchwowy, jako parzysty staw kłykciowy, odgrywa kluczową rolę w zapewnieniu żuchwie wielokierunkowej ruchomości, niezbędnej dla funkcji takich jak żucie, mówienie czy mimika twarzy. W skład tego stawu wchodzą elementy anatomiczne: głowa żuchwy, dołek stawowy oraz guzek stawowy kości skroniowej, które tworzą panewkę stawową (rys. 4.3). Struktury te są osłonięte torebką stawową, stabilizowaną przez więzadła stawowe i wspieraną przez krążek stawowy. Krążek ten, wykonany z chrząstki włóknistej, nie tylko amortyzuje siły działające na staw, lecz także dzieli przestrzeń stawową na dwa funkcjonalne przedziały, co umożliwia precyzyjne ruchy w różnych płaszczyznach. Taka organizacja strukturalna pozwala na wykonywanie ruchów zarówno zawiasowych (opuszczania i unoszenia żuchwy), jak i saneczkowych (wysuwania i cofania), a także ruchów bocznych, szczególnie istotnych podczas żucia [25, 10].

Budowa stawu skroniowo-żuchwowego jest wyjątkowa w porównaniu z innymi stawami w ciele człowieka. Powierzchnie stawowe pokryte są chrząstką włóknistą, która w przeciwieństwie do chrząstki szklistej charakteryzuje się większą odpornością na przeciążenia i procesy degeneracyjne. Dodatkowo krążek stawowy, przytwierdzony do błony włóknistej torebki, odgrywa istotną rolę w rozkładzie obciążeń mechanicznych, redukując tarcie i chroniąc struktury stawowe przed zużyciem. Współpraca mięśni, takich jak mięsień skroniowy, żwacz czy mięśnie skrzydłowe, oraz odpowiednie ułożenie zębów w żuchwie i szczęce mają zasadniczy wpływ na płynność ruchów i stabilność stawu.

W przypadku stawu skroniowo-żuchwowego precyzja ruchu idzie w parze z jego stabilnością, co jest kluczowe dla utrzymania harmonii funkcjonalnej żuchwy. Nawet drobne zaburzenia w biomechanice stawu, takie jak niewłaściwe ułożenie zębów, mogą prowadzić do przeciążeń i dysfunkcji stawu skroniowo-żuchwowego [17, 23]. Objawy tych dysfunkcji, obejmujące ból, ograniczoną ruchomość żuchwy, trzaski czy klikanie stawu, mogą znacząco obniżyć jakość życia pacjenta. W zaawansowanych przypadkach, szczególnie gdy leczenie zachowawcze nie przynosi rezultatów, konieczna może być interwencja chirurgiczna [24].

Współczesne badania nad biomechaniką żuchwy oraz stawu skroniowo-żuchwowego kładą nacisk na zrozumienie zależności między anatomią, funkcją a procesami adaptacyjnymi. Technologie takie jak obrazowanie trójwymiarowe, modelowanie biomechaniczne i symulacje komputerowe dostarczają coraz dokładniejszych danych, które wspierają rozwój skuteczniejszych metod diagnostyki i terapii [12].



Rys. 4.3. Staw skroniowo-żuchwowy od strony bocznej [1]
Fig. 4.3. Temporomandibular joint from the lateral side [1]

4.3. Schorzenia żuchwy i stawów skroniowo-żuchwowych

Schorzenia żuchwy i stawów skroniowo-żuchwowych to zróżnicowana grupa zaburzeń, które wpływają na funkcjonowanie układu stomatognatycznego. Żuchwa, odpowiedzialna za mechaniczne procesy takie jak żucie pokarmów czy mówienie, może zostać dotknięta różnymi schorzeniami, w tym złamaniami, wadami zgryzu oraz nowotworami. Złamania żuchwy stanowią jedną trzecią wszystkich złamań twarzoczaszki, a ze względu na brak naturalnej ochrony kość ta jest szczególnie narażona na uszkodzenia w przypadku urazów [22].

Wady zgryzu, zwłaszcza tyłozgryz i przodozgryz, mogą prowadzić do poważnych zaburzeń w funkcjonowaniu stawów skroniowo-żuchwowych, mięśni układu stomatognatycznego oraz tkanek je otaczających. Tyłozgryz to wada polegająca na cofnięciu żuchwy względem szczęki, co może prowadzić do braku kontaktu między siecznymi zębami. Leczenie obejmuje często aparaty ortodontyczne, a w bardziej zaawansowanych przypadkach interwencję chirurgiczną [26]. Z kolei przodozgryz, polegający na przerostach żuchwy, powoduje trudności z gryzieniem, nieczytelną mowę oraz zmiany w rysach twarzy.

Dysfunkcje stawów skroniowo-żuchwowych są zaburzeniami czynnościowymi wynikającymi z wielu czynników, takich jak genetyka, stres czy czynniki psychospołeczne. Objawy tych zaburzeń obejmują ból, trzaski w stawach, ograniczoną

ruchomość żuchwy oraz problemy z żuciem i połykaniem. Długotrwałe problemy mogą prowadzić do zwyrodnienia stawów z uszkodzeniem chrząstki stawowej, tkanki łącznej i krążka stawowego [3]. Wśród przyczyn przewlekłej ograniczonej ruchomości żuchwy wyróżnia się kontrakcję mięśniową, uwięźnięcie wyrostka dziobiastego oraz ankylozę, która prowadzi do patologicznego zrostu powierzchni stawowych i wymaga leczenia chirurgicznego [5].

Nowotwory żuchwy są rzadkimi, ale poważnymi schorzeniami. Szkliwiak, najczęstszy nowotwór zębopochodny, rozwija się w kości żuchwy i szczęki, a leczenie polega na chirurgicznym usunięciu objętej tkanki. Nowotwory stawu skroniowo-żuchwowego, takie jak kostniak czy chrzęstniak, również wymagają szybkiej diagnozy i leczenia, aby zapobiec dalszym komplikacjom [5, 11].

4.4. Rekonstrukcja żuchwy

Rekonstrukcja żuchwy to zaawansowana procedura chirurgiczna mająca na celu odbudowę jej struktury i funkcji po uszkodzeniu lub resekcji. W kontekście estetycznym kluczowe jest przywrócenie symetrii twarzy przez rekonstrukcję anatomicznego kształtu usuniętych fragmentów, zwłaszcza trzonu żuchwy. Aspekty funkcjonalne obejmują przywrócenie prawidłowych warunków zgryzowych oraz funkcji żucia, mowy i oddychania.

Odbudowa tkanki kostnej jest możliwa dzięki osteogenezie, czyli zdolności osteoblastów do regeneracji tkanki kostnej. Wśród najczęściej stosowanych materiałów rekonstrukcyjnych wyróżniają się przeszczepy kostne, zwłaszcza autogenne, oraz substytuty kości. Wióry kostne, pobierane z talerza kości biodrowej pacjenta, są powszechnie wykorzystywane do wypełniania mniejszych ubytków. Przeszczepy nieunaczynione były skutecznie stosowane w rekonstrukcji ubytków żuchwy o różnej długości, jednak większe ubytki wiążą się z większym ryzykiem niepowodzenia z powodu słabego ukrwienia. W takich sytuacjach stosuje się przeszczepy unaczynione kości, które są odpowiednie dla większych ubytków lub w przypadkach napromieniania tkanki. Źródła unaczynionych przeszczepów obejmują kość strzałkową, łopatkę, kresę biodrową i kość promieniową. Przeszczepy kostne mają jednak swoje ograniczenia, takie jak niewielka dostępność materiału oraz ryzyko powikłań. Z tego powodu badane są alternatywne materiały, które mogą zastąpić lub wspierać uszkodzone segmenty kości. W szczególności materiały biomorficzne zyskują coraz większe zainteresowanie, ponieważ ich struktura i właściwości przypominają naturalną tkankę kostną, co czyni je obiecującą opcją w rekonstrukcji wad kostnych [20].

Implanty stosowane w rekonstrukcji żuchwy zazwyczaj wykonuje się z tytanu, który wyróżnia się wysoką biokompatybilnością oraz wytrzymałością mechaniczną. W procesie ich wytwarzania coraz częściej wykorzystywana jest technologia druku 3D [15]. Komputerowe wspomaganie wytwarzania, projektowanie wspomagane komputerowo oraz metody szybkiego prototypowania stają się coraz ważniejsze w medycynie, ponieważ pozwalają na produkcję precyzyjnych elementów, idealnie dopasowanych do anatomii pacjenta, co przyczynia się do skrócenia czasu operacji [16]. W kontekście rekonstrukcji żuchwy technologia druku 3D wydaje się mieć szczególne znaczenie, gdyż poprawia zarówno wyniki estetyczne, jak i funkcjonalne rehabilitacji [7].

Większość pacjentów wymagających wymiany stawu skroniowo-żuchwowego ma zdeformowaną anatomię kostną w obrębie tej okolicy. Podczas implantacji standardowej protezy stawu skroniowo-żuchwowego chirurg napotyka wyzwanie związane z dopasowaniem komponentów „gotowych do użycia" oraz zapewnieniem ich stabilności, często kosztem usunięcia części kości pacjenta w celu umożliwienia stabilnego kontaktu z implantem. W wielu przypadkach chirurgowie próbują dostosować gotowe implanty przez ich gięcie, co może prowadzić do zmęczenia materiału komponentów endoprotezy, a w konsekwencji do ich uszkodzenia w wyniku cyklicznego obciążenia funkcjonalnego. Mikroruchy implantu mogą negatywnie wpływać na biointegrację śrub mocujących, prowadząc do powstawania tkanki łącznej fibroblastycznej pomiędzy implantem a kością i wczesnego poluzowania śrub. W związku z tym optymalnym rozwiązaniem jest zaprojektowanie i wytworzenie implantów dostosowanych do anatomii pacjenta, które nie wymagają śródoperacyjnego dostosowywania. Taką możliwość oferuje chirurgia wspomagana komputerowo [9].

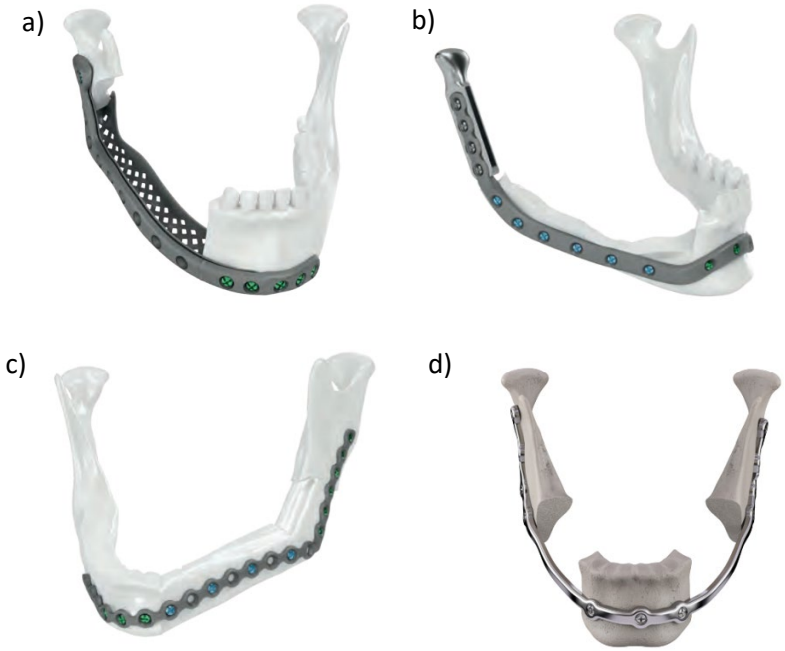
Od wprowadzenia chirurgii wspomaganej komputerowo (CAS) przez Hirscha w 2009 roku technologia ta stała się integralnym elementem rekonstrukcji żuchwy. CAS oferuje wiele zalet w porównaniu z tradycyjnymi metodami, zapewniając bardziej skuteczne i przewidywalne wyniki. Wirtualne planowanie umożliwia chirurgowi projektowanie operacji, przewidywanie potencjalnych komplikacji i poprawę wyników estetycznych oraz funkcjonalnych [6].

Rodby i in. opisali proces CAS w chirurgii rekonstrukcyjnej jako czteroetapową procedurę, obejmującą wirtualne planowanie, modelowanie 3D, transfer wirtualnego projektu do etapu chirurgicznego i ocenę pooperacyjną. Badanie El-Mahallawy i wsp. wykazało wysoką zgodność między pomiarami wirtualnymi a rzeczywistymi wynikami pooperacyjnymi, potwierdzając wiarygodność tej metody w chirurgii rekonstrukcyjnej [6].

4.4.1. Analiza istniejących rozwiązań płytek kostnych do rekonstrukcji

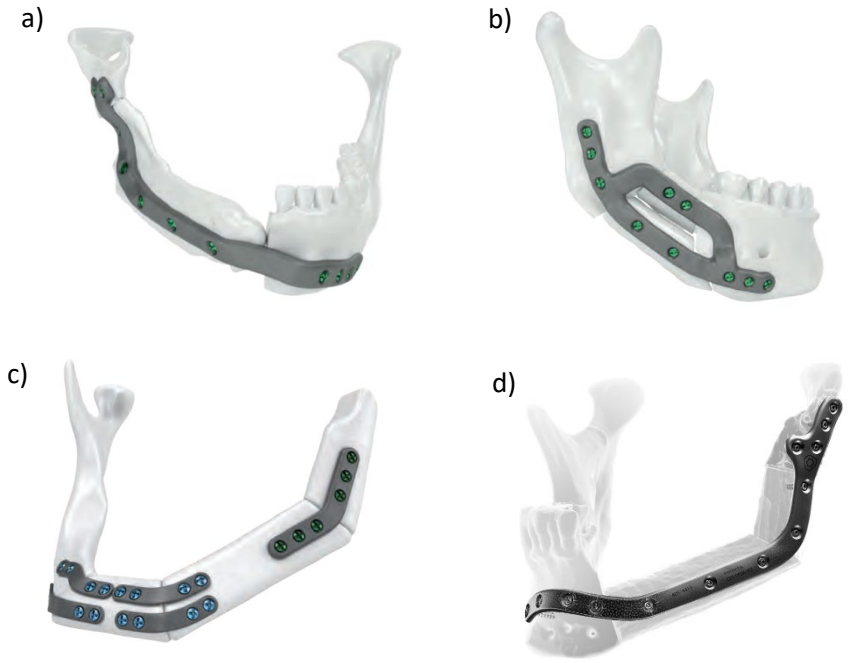
Płytki kostne stanowią powszechnie stosowany element w rekonstrukcji żuchwy. Płyty rekonstrukcyjne pełnią funkcję stabilizującą, utrzymując kość w pożądanej pozycji, co sprzyja jej stabilizacji i przyspiesza proces gojenia. Mogą być stosowane zarówno w procedurach z wykorzystaniem przeszczepu kostnego, jak i jako implanty w zabiegach, które nie przewidują użycia przeszczepu. Wykorzystanie płyt rekonstrukcyjnych umożliwia osadzenie implantów lub przeszczepów bez konieczności stosowania szwów, co ma szczególne znaczenie w przypadku rekonstrukcji żuchwy, gdzie kości są narażone na duże obciążenia mechaniczne.

Najczęściej stosowanym materiałem do produkcji płyt rekonstrukcyjnych jest stop tytanu Ti6Al4V, który charakteryzuje się odpowiednią wytrzymałością, odpornością na korozję oraz biokompatybilnością. W zależności od przeznaczenia płyty rekonstrukcyjne dzielą się na konstrukcje przeznaczone do rekonstrukcji żuchwy z zastosowaniem przeszczepu kostnego lub bez niego. W literaturze można spotkać różne przykłady wykorzystania takich płyt, w tym ilustracje przedstawiające ich użycie w zabiegach zarówno bez planowania przeszczepu (rys. 4.4), jak i z zastosowaniem przeszczepu kostnego (rysunki 4.5, 4.6).



Rys. 4.4. Wygląd płytek do rekonstrukcji żuchwy bez planowanego przeszczepu: a) płyta IPS® firmy KLS Martin z częścią siatkową, b) płyta IPS® i tymczasowy implant kłykciowy firmy KLS Martin, c) wygięta, standardowa płyta firmy KLS Martin, d) płyta do rekonstrukcji firmy Stryker [27, 28]

Fig. 4.4. Appearance of mandibular reconstruction plates without planned grafting: a) IPS® plate by KLS Martin with a mesh section, b) IPS® plate and temporary condylar implant by KLS Martin, c) bent standard plate by KLS Martin, d) reconstruction plate by Stryker [27, 28]



Rys. 4.5. Wygląd płyt do rekonstrukcji żuchwy z zastosowaniem przeszczepu: a) płyta IPS® firmy KLS Martin do zastosowania z przeszczepem łopatki, b) płyta IPS® firmy KLS Martin do zastosowania z przeszczepem kości strzałkowej, c) minipłytki IPS® (spojenie przednie) i płytka Recon (spojenie tylne) firmy KLS Martin do zastosowania z przeszczepem kości strzałkowej, d) płyta CMX MODUS 2 firmy Medartis [27, 29]

Fig. 4.5. Appearance of mandibular reconstruction plates with grafting: a) IPS® plate by KLS Martin for scapular graft, b) IPS® plate by KLS Martin for fibular graft, c) IPS® miniplates (anterior symphysis) and Recon plate (posterior symphysis) by KLS Martin for fibular graft, d) CMX MODUS 2 plate by Medartis [27, 29]

Rys. 4.6. Wybrane płytki do rekonstrukcji firmy Medartis: a) płytki TriLock, siatka, b) płytki proste [29]

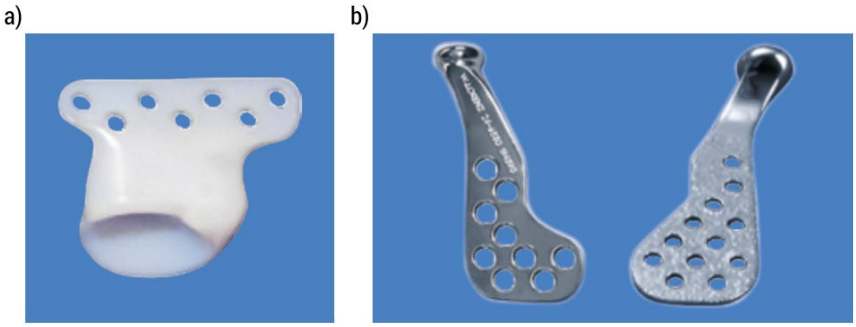
Fig. 4.6. Selected Medartis reconstruction plates: a) TriLock plates and mesh, b) straight plates [29]

4.4.2 Analiza istniejących rozwiązań implantu stawu skroniowo-żuchwowego

Implanty stawu skroniowo-żuchwowego odwzorowują strukturę naturalnego stawu, składając się z wklęsłej panewki przymocowanej do czaszki i wypukłej głowy przytwierdzonej do gałęzi żuchwy. Zabiegi chirurgiczne z użyciem implantów stawowych stosowane są w przypadkach, gdy tradycyjne metody leczenia nie zapewniają poprawy funkcjonowania stawu. Wskazania do rekonstrukcji alloplastycznej stawu skroniowo-żuchwowego obejmują: ankylozę, reankylozę, zwyrodnienie, resorpcję stawów, nieudane przeszczepy autogenne, uszkodzenia stawu po implantach Proplast-Teflon, nieudane rekonstrukcje Vitek-Kent oraz zapalne choroby stawów, takie jak reumatoidalne zapalenie stawów, prowadzące do zniekształcenia elementów stawu i upośledzenia jego funkcji [9].

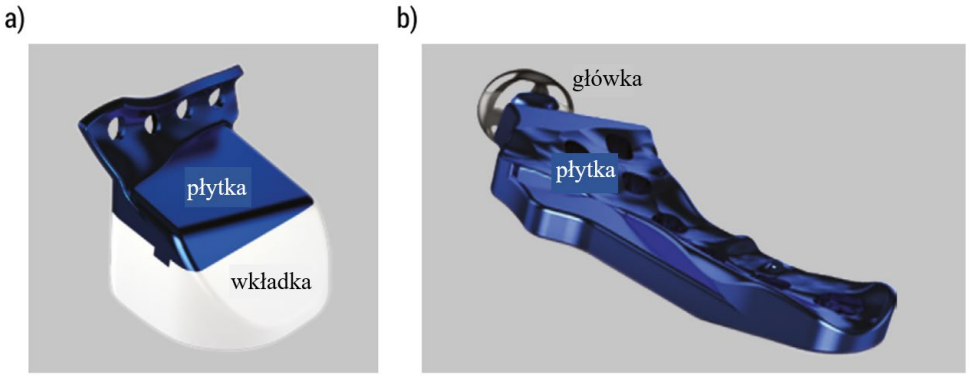
Względnymi przeciwwskazaniami do zastosowania implantów w rekonstrukcji stawu skroniowo-żuchwowego są: wiek pacjenta, stan psychiczny, niekontrolowane choroby ogólnoustrojowe (np. cukrzyca), aktywne lub przewlekłe infekcje, alergie na materiały implantów oraz dysplazja szpiku [9].

Implanty stawu skroniowo-żuchwowego występują w wersjach dwu-, trzy- i czteroczęściowych, z możliwością indywidualnego dopasowania. Przykładem dwuczęściowego implantu jest produkt firmy ZIMMER BIOMET (rys. 4.7), wykonany z chromowo-kobaltowej płytki z głowicą i polietylenową panewką, co pozwala na zmniejszenie kosztów produkcji i ograniczenie wprowadzania elementów metalowych do organizmu. Implant trzyczęściowy OrthoTiN składa się z tytanowej płytki i polietylenowej wkładki, a głowica jest monolityczna (rys. 4.8). Przykładem czteroczęściowego implantu jest produkt firmy PRÓTESE DE ATM CUSTOMIZADA, wykonany z tytanowego stopu Ti6Al4V oraz CoCrMo, który jest stosowany w całkowitej endoprotezoplastyce stawu skroniowo-żuchwowego (rys. 4.9) [2].



Rys. 4.7. Panewka (a) i płytka endoprotezy (b) firmy ZIMMER BIOMET [31]
Fig. 4.7. Fossa prosthesis (a) and mandibular implant (b) by ZIMMER BIOMET [31]

Rys. 4.8. Implant OrthoTiN [30]
Fig. 4.8. OrthoTiN implant [30]



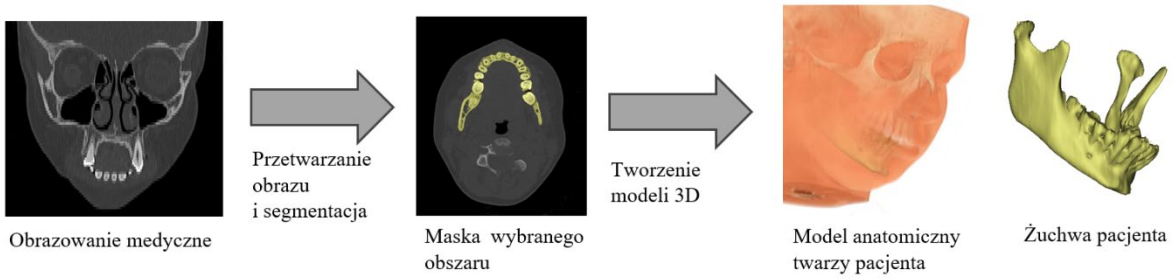
Rys. 4.9. Panewka implantu (a) i płytka (b) firmy Próteses Customizadas De ATM [2]
Fig. 4.9. Acetabular component (a) and prosthesis plate (b) by Próteses Customizadas De ATM [2]

Implanty stawu skroniowo-żuchwowego przywracają funkcję stawu bez konieczności blokady żuchwy po operacji, co pozwala na natychmiastowe rozpoczęcie rehabilitacji fizjoterapeutycznej. Potencjalnymi wadami są wysokie koszty procedury, konieczność dwuetapowej operacji w przypadku ankylozy, degradacja materiałów, ryzyko mikroruchów prowadzących do poluzowania implantu, brak długoterminowej stabilności oraz ograniczona możliwość dostosowania implantu do wzrostu młodszych pacjentów [9].

Wymiana stawu skroniowo-żuchwowego wiąże się z ryzykiem powikłań, takich jak niedowład nerwu twarzowego, zmiany czuciowe, heterotopowe tworzenie kości, zakażenia, nadwrażliwość na nikiel, kobalt czy chrom oraz krwotoki. Większość powikłań jest skutecznie leczona, a całkowita wymiana stawu skroniowo-żuchwowego charakteryzuje się niską częstością powikłań, co potwierdzają wyniki przeglądów systematycznych [21].

4.5. Komputerowe techniki wspomagania planowania operacji

Komputerowe techniki wspomagania medycyny, w tym diagnostyki i planowania zabiegów chirurgicznych, opierają się głównie na danych pochodzących z obrazowania medycznego, takich jak tomografia komputerowa (TK) czy rezonans magnetyczny (MRI). Za pomocą programów komputerowych, takich jak Mimics (Materialise, Belgia), możliwe jest wyodrębnienie struktur anatomicznych lub innych obiektów z obrazów medycznych oraz stworzenie ich trójwymiarowych modeli (rys. 4.10). Programy te oferują również funkcje umożliwiające przeprowadzenie precyzyjnych pomiarów liniowych i kątowych, które są istotne w analizie morfometrycznej.

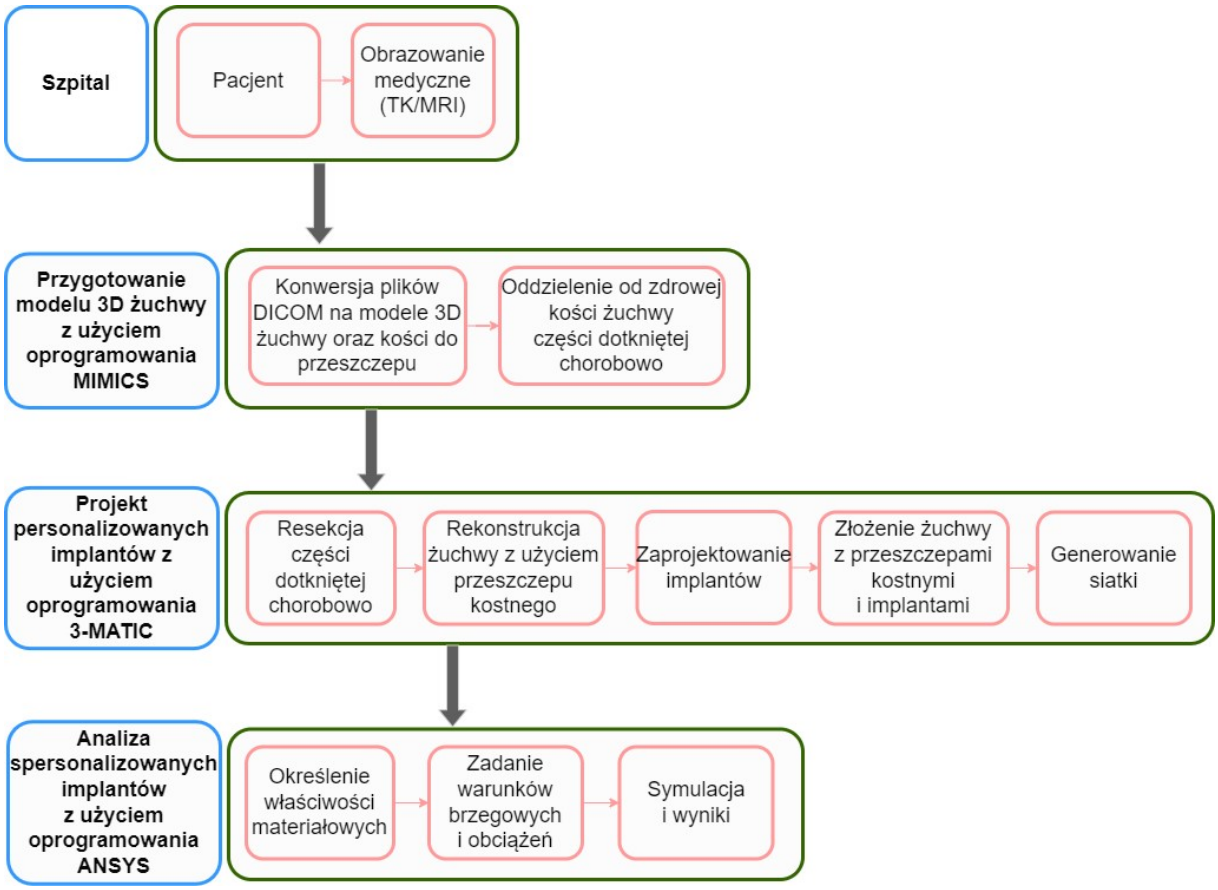


Rys. 4.10. Schemat procesu powstania modeli anatomicznych na podstawie danych z obrazowania medycznego
Fig. 4.10. Schematic process of creating anatomical models from medical imaging data

Wykorzystanie wirtualnego planowania zabiegów operacyjnych w chirurgii twarzoczaszki za pomocą inżynierskich metod wsparcia umożliwia tworzenie spersonalizowanych rozwiązań, takich jak szablony chirurgiczne, prowadnice czy implanty. Takie podejście pozwala na uzyskanie bardziej precyzyjnych i przewidywalnych wyników operacji, zwiększając tym samym bezpieczeństwo pacjenta. Spersonalizowane implanty i szablony chirurgiczne, dopasowane do wcześniej wyodrębnionych geometrii, są projektowane przy użyciu dedykowanych programów komputerowych, takich jak 3-matic (Materialise, Belgia), lub oprogramowania CAD (np. SOLIDWORKS, Dassault Systèmes, USA). Narzędzia te umożliwiają nie tylko precyzyjne modelowanie, lecz także optymalizację projektów, co zapewnia lepsze dopasowanie i funkcjonalność w indywidualnych przypadkach klinicznych. Dodatkowo, dzięki wcześniejszemu dostosowaniu implantów, chirurg jest w stanie przeprowadzić operację bez konieczności manualnej modyfikacji elementów, co skraca czas zabiegu oraz minimalizuje ryzyko błędów proceduralnych. Należy jednak pamiętać, że proces wirtualnego zaplanowania wymaga wcześniejszego poświęcenia czasu.

Trójwymiarowe modele, przez zastosowanie metod analizy elementów skończonych (MES), mogą być poddane szczegółowym badaniom dotyczącym rozkładu naprężeń, przemieszczeń oraz odkształceń w strukturach anatomicznych lub implantach. MES to narzędzie, które pozwala na symulację rzeczywistych warunków obciążeniowych, umożliwiając ocenę, jak materiały reagują na różne siły i obciążenia mechaniczne. Dzięki tej metodzie możliwe jest przewidywanie potencjalnych punktów krytycznych w projektowanych strukturach, co stanowi kluczowy element w optymalizacji implantów, pozwalając na zapewnienie ich wytrzymałości i bezpieczeństwa w praktyce klinicznej. Zastosowanie MES do oceny biomechaniki stawu skroniowo-żuchwowego i przewidywania zachowań endoprotez w warunkach obciążenia pozwala na badanie wpływu takich czynników jak geometria endoprotezy, materiał, zakresy ruchu oraz siły mięśni, co umożliwia bardziej precyzyjne dostosowanie endoprotezy do indywidualnych potrzeb pacjenta.

W celu lepszego zobrazowania procesu projektowania implantów i analizy układu kość-implant poniżej przedstawiono schemat ilustrujący etapy tego procesu.

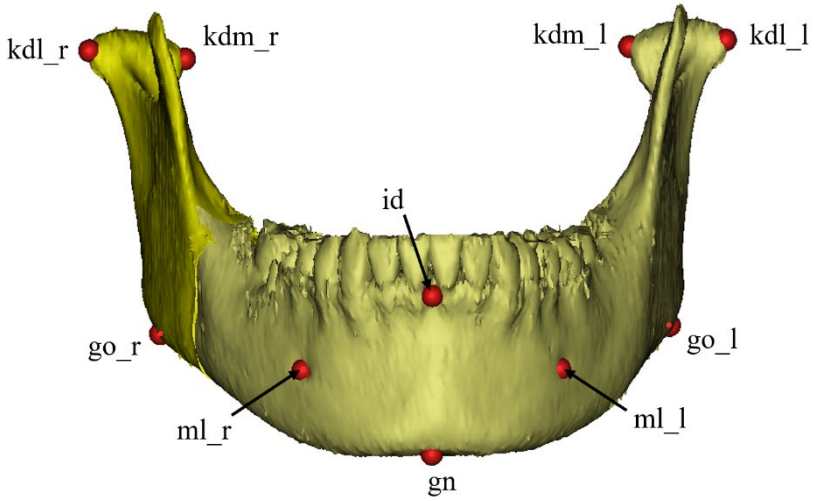


Rys. 4.11. Schemat procesu projektowania i analizy MES personalizowanych implantów
Fig. 4.11. Schematic process of designing and FEM analysis of personalized implants

4.5.1. Planowanie zabiegu

Zabiegi operacyjne rekonstrukcji żuchwy w przypadku deformacji twarzoczaszki z wykorzystaniem komputerowych technik wspomagania operacji przeprowadzono dla pacjentów Kliniki Pediatrii Klinicznej Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie. W niniejszej pracy przedstawiono proces planowania zabiegu rekonstrukcji żuchwy na przykładzie jednego pacjenta.

Planowanie zabiegu rozpoczęto od wyodrębnienia struktur anatomicznych na podstawie danych z tomografii komputerowej oraz przeprowadzenia pomiarów morfometrycznych. Ze względu na deformację prawej strony żuchwy, spowodowaną torbielą tętniakową kości, zdecydowano się zmodyfikować geometrię kości. Odbicie lustrzane niedotkniętej chorobowo części pozwoliło odwzorować kształt zdrowej kości. Punkty anatomiczne na żuchwie, które posłużyły do wyznaczenia parametrów liniowych, zostały pokazane poniżej (rys. 4.12). Wyniki przedstawiono w tabeli 1.



Rys. 4.12. Punkty referencyjne na żuchwie
Fig. 4.12. Reference points on the mandible

Analizowano także parametr kątowy – wartość kąta gałęzi żuchwy, który charakteryzuje nachylenie w płaszczyźnie strzałkowej linii podstawy trzonu do linii tylnego brzegu gałęzi żuchwy. Wartości dla lewej i prawej strony w analizowanym przypadku były podobne i wynosiły około 130°.

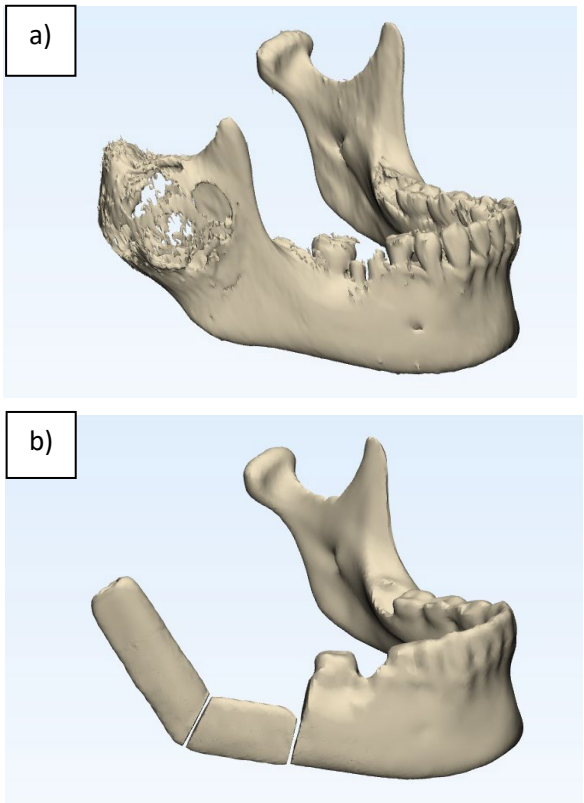
Tabela 1

Wyniki pomiarów morfometrycznych dla pacjenta przed wirtualnym planowanym zabiegiem

Pomiar	Skrót	Wynik pomiaru [mm]
szerokość dolnej części żuchwy	go_l–go_r	89,36
szerokość międzykłykciowa zewnętrzna	kdl_l–kdl_r	111,54
szerokość międzykłykciowa wewnętrzna	kdm_l–kdm_r	78,03
szerokość między otworami bródkowymi	ml_l–ml_r	45,02
długość trzonu żuchwy	gn–go	L: 75,84 P: 73,62
długość żuchwy	gn–kdl	L: 115,61 P: 114,05
wysokość spojenia żuchwy	gn–id	28,41
wysokość gałęzi żuchwy	go–kdl	L: 52,77 P: 52,86

Legenda: L – lewa strona, P – prawa strona

Po przeprowadzonych pomiarach przeprowadzono resekcję prawej gałęzi żuchwy, która została dotknięta chorobą (rys. 4.13). Na kolejnym etapie pobrano fragmenty do przeszczepu z kości strzałkowej i ulokowano je w miejscu ubytku kości żuchwy w taki sposób, aby ich ułożenie naśladowało anatomiczny kształt żuchwy.

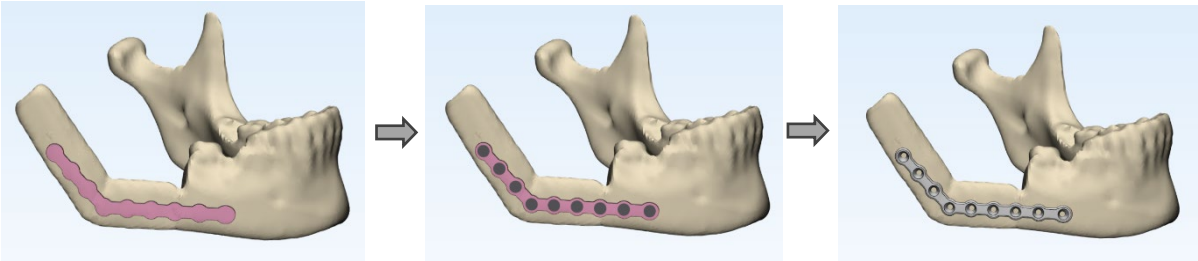


Rys. 4.13. Żuchwa pacjenta: a) po wyodrębnieniu modelu z danych z tomografii komputerowej, b) po resekcji kości oraz umiejscowieniu przeszczepów z kości strzałkowej

Fig. 4.13. Patient's mandible: a) after extracting the model from CT scan data, b) after bone resection and placement of fibular grafts

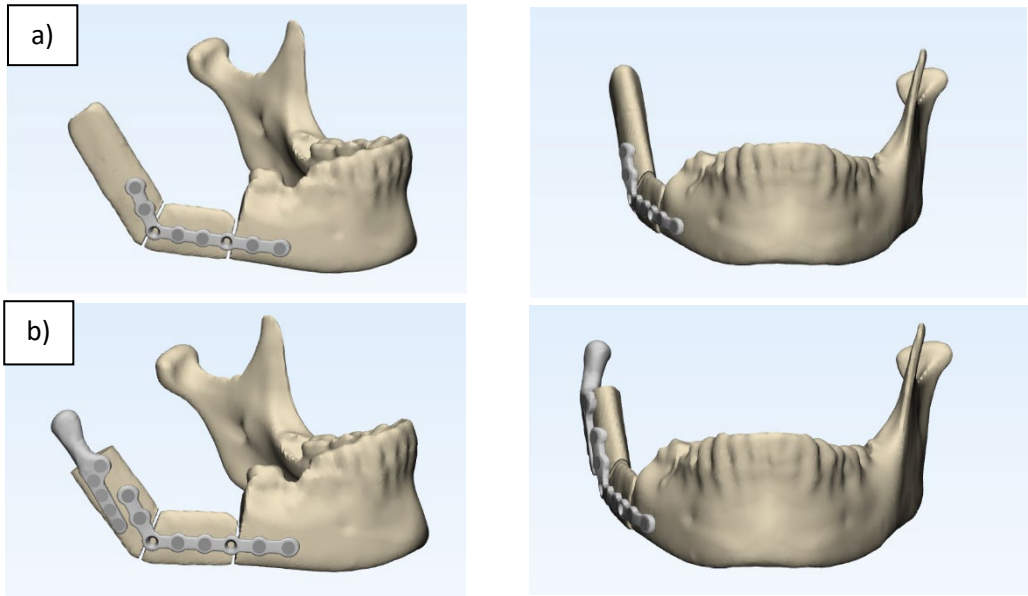
4.5.2. Projektowanie implantów

Po przeprowadzonej resekcji żuchwy i umiejscowieniu przeszczepów kostnych konieczna była ich stabilizacja. W tym celu zamodelowano płytkę do rekonstrukcji, której grubość wynosiła 2 mm. Proces modelowania płytki do rekonstrukcji przedstawiono na rysunku 4.14. Na kolejnym etapie, po zamodelowaniu płytki, wykorzystano także endoprotezę stawu skroniowo-żuchwowego, którą zamodelowano w programie typu CAD. Razem z implantami zastosowano odpowiednią liczbę wkrętów kostnych. W projekcie miały one uproszczoną geometrię, tj. część umieszczona w kości była w kształcie walca. Ostateczny wygląd implantów przedstawiono na rysunku 4.15. W modelowaniu pomocna okazała się wcześniejsza modyfikacja kości, polegająca na zasymulowaniu wyglądu zdrowej żuchwy (przez odbicie lustrzane niedotkniętego chorobowo fragmentu w miejsce zdeformowanej kości), co ułatwiło umiejscowienie endoprotezy na fragmencie przeszczepu kostnego.



Rys. 4.14. Proces modelowania płytki do rekonstrukcji: 1) zrzutowanie krawędzi i wyciągnięcie powierzchni z kości na odległość równą grubości płytki, 2) umiejscowienie wkrętów we wcześniej wyciągniętym modelu, 3) wycięcie miejsca na otwory i dodanie zaokrąglenia

Fig. 4.14. Plate modeling process for reconstruction: 1) projecting edges and extruding the surface from the bone to the plate thickness, 2) positioning screws in the previously extruded model, 3) cutting holes and adding fillets



Rys. 4.15. Żuchwa z zamodelowanymi implantami: a) płytką kostną oraz wkrętami, b) endoprotezą stawu skroniowo-żuchwowego, płytką kostną oraz wkrętami
Fig. 4.15. Mandible with modeled implants: a) bone plate and screws, b) temporomandibular joint prosthesis, bone plate, and screws

W celu dokonania oceny biomechanicznej cech geometrycznych zamodelowanych implantów przeprowadzono analizę metodą elementów skończonych. Kluczowym krokiem w analizie MES jest dokładny dobór optymalnej siatki elementów skończonych. Aby zrównoważyć dokładność i efektywność obliczeń, siatkę należy odpowiednio dostosować do geometrycznych cech modelu. Generowanie siatki elementów skończonych odbywa się przez zdefiniowanie parametrów siatki, takich jak rozmiar elementu, typy elementów oraz kryteria jakości elementów. Analizie MES poddano górny fragment przeszczepu kostnego, endoprotezę oraz wkręty. W tabeli poniżej (tab. 2) przedstawiono informacje na temat wygenerowanych siatek modeli.

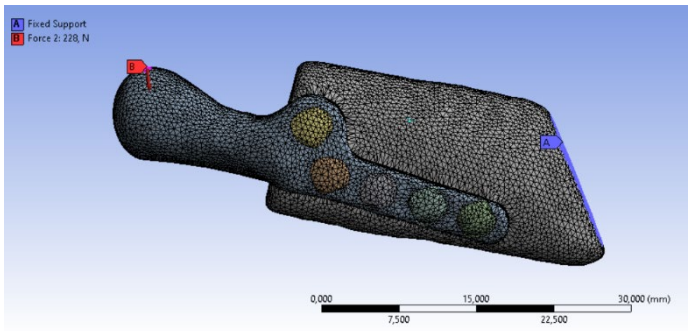
Tabela 2

Wyniki pomiarów morfometrycznych dla pacjenta przed wirtualnym planowanym zabiegiem

Model	**Rodzaj elementów skończonych**	**Liczba elementów skończonych**	**Liczba węzłów**
Endoproteza zamocowana na przeszczepie kostnym	Dziesięciowęzłowy element bryłowy typu tet10	53 804	88 843

Zadane obciążenie było skumulowane na górze protezy w postaci siły o wartości 228 N (F) przyłożonej pod kątem 120o (oś X: 0F, oś Y: 0,866F, oś Z: -0,5F) (rys. 4.16). Warunki brzegowe polegały na utwierdzeniu dolnej powierzchni przeszczepu strzałki (tj. przemieszczenia wzdłuż osi X, osi Y i osi Z wynosiły zero). Kontakty pomiędzy poszczególnymi elementami układu zasymulowano w następujący sposób:

- kontakt bez rozdzielenia (no separation) pomiędzy endoprotezą a kością oraz pomiędzy endoproteza a wkrętami,
- kontakt związany (bonded) pomiędzy wkrętami a kością.



Rys. 4.16. Warunki brzegowe nadane w symulacji fragmentu przeszczepu kostnego z zamocowaną endoprotezą
Fig. 4.16. Boundary conditions applied in the simulation of a bone graft fragment with a fixed prosthesis

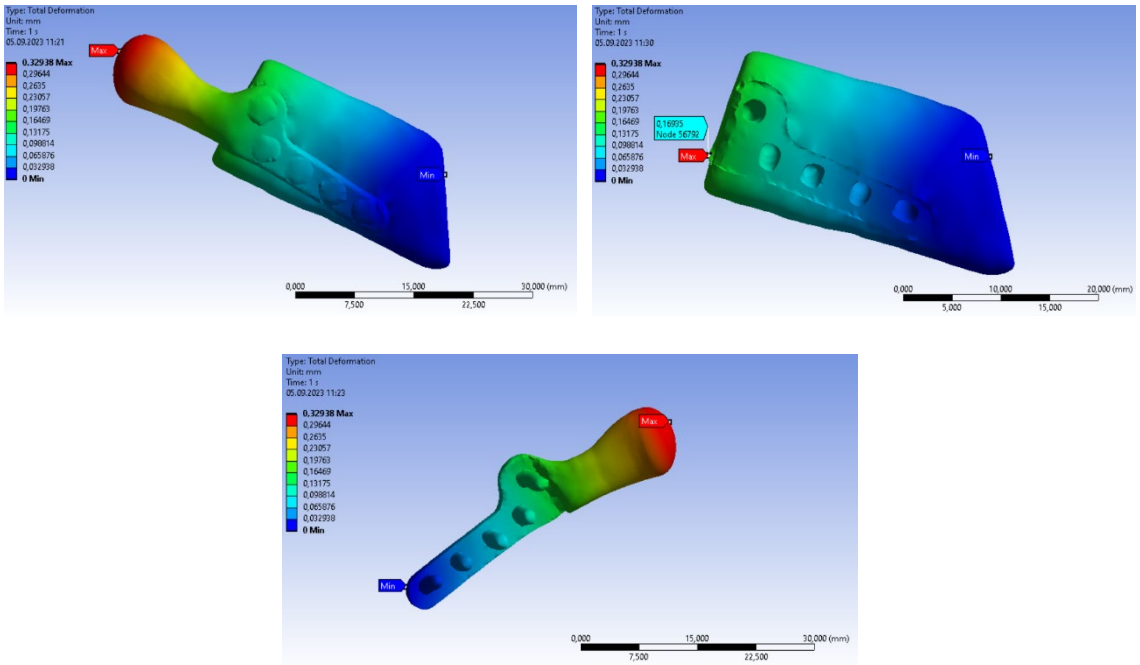
W tabeli 3 przedstawiono zaczerpnięte z literatury własności materiałowe wykorzystane w analizie MES.

Tabela 3

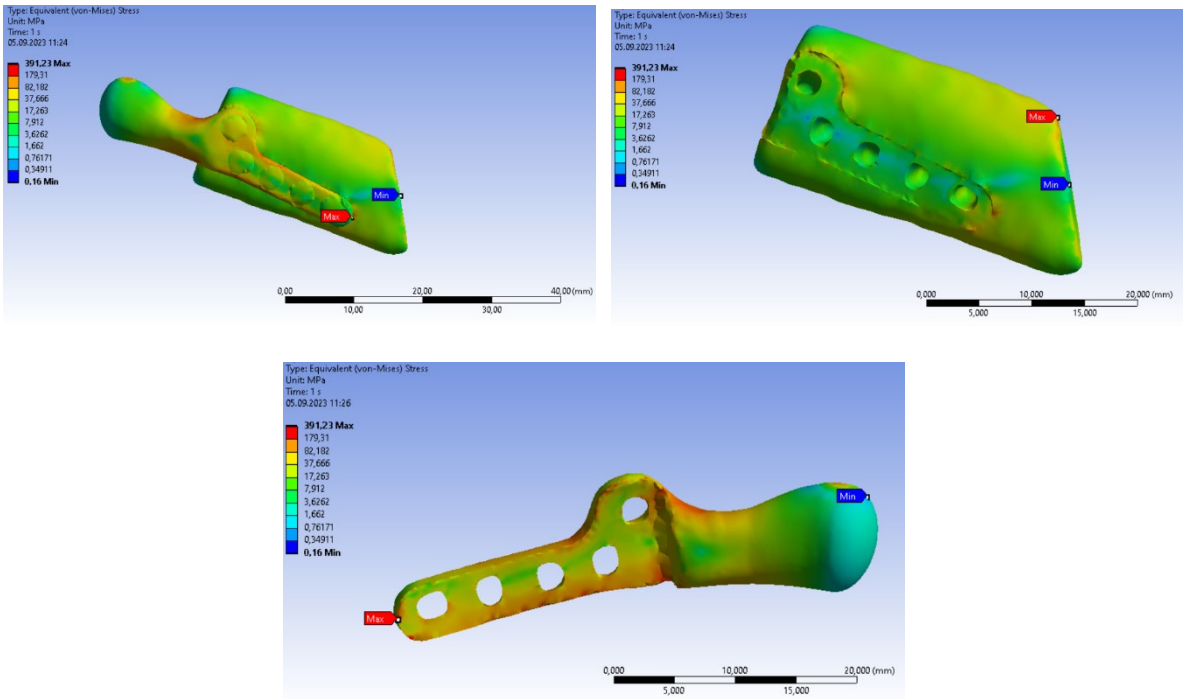
Własności materiałowe modeli geometrycznych [5]

Komponent/materiał	**Gęstość [g/cm^3]**	**Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]**	**Moduł Younga [GPa]**	**Współczynnik Poissona [-]**
Kość strzałkowa/kość ludzka	2,1	193	14,4	0,4
Endoproteza/CoCrMo (ISO 5832-12)	8,4	780 ÷ 1280	210 ÷ 250	0,3
Wkręt/Ti6Al4V (ISO 5832-3)	4,4	1000 ÷ 1190	110	0,32

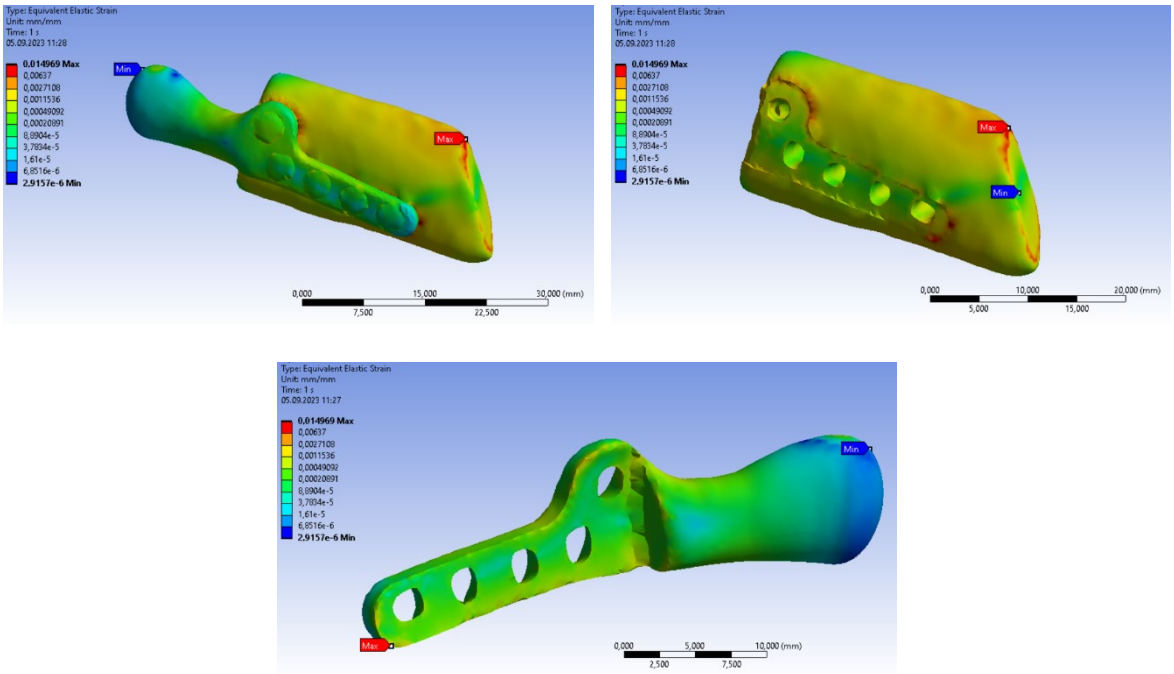
Wyniki analizy MES przedstawiono na rysunkach 4.17-4.19. Maksymalne wartości przemieszczenia wynosiły 0,33 mm, naprężenia – 391,23 MPa, natomiast odkształcenia – 1,5%. Obserwowane rozkłady naprężenia w modelu pokazały, że maksymalne naprężenie koncentrowało się na dolnej części endoprotezy. Rozkład naprężeń można określić jako jednolity, a zwiększone wartości pojawiają się przy kontakcie krawędzi endoprotezy z kością, co może wynikać ze zdeformowanej geometrii kości.



Rys. 4.17. Rozkład przemieszczeń w analizowanym modelu – przeszczep wraz z endoprotezą i wkrętami
Fig. 4.17. Displacement distribution in the analyzed model – graft with prosthesis and screws



Rys. 4.18. Rozkład naprężeń w analizowanym modelu – przeszczep wraz z endoprotezą i wkrętami
Fig. 4.18. Stress distribution in the analyzed model – graft with prosthesis and screws



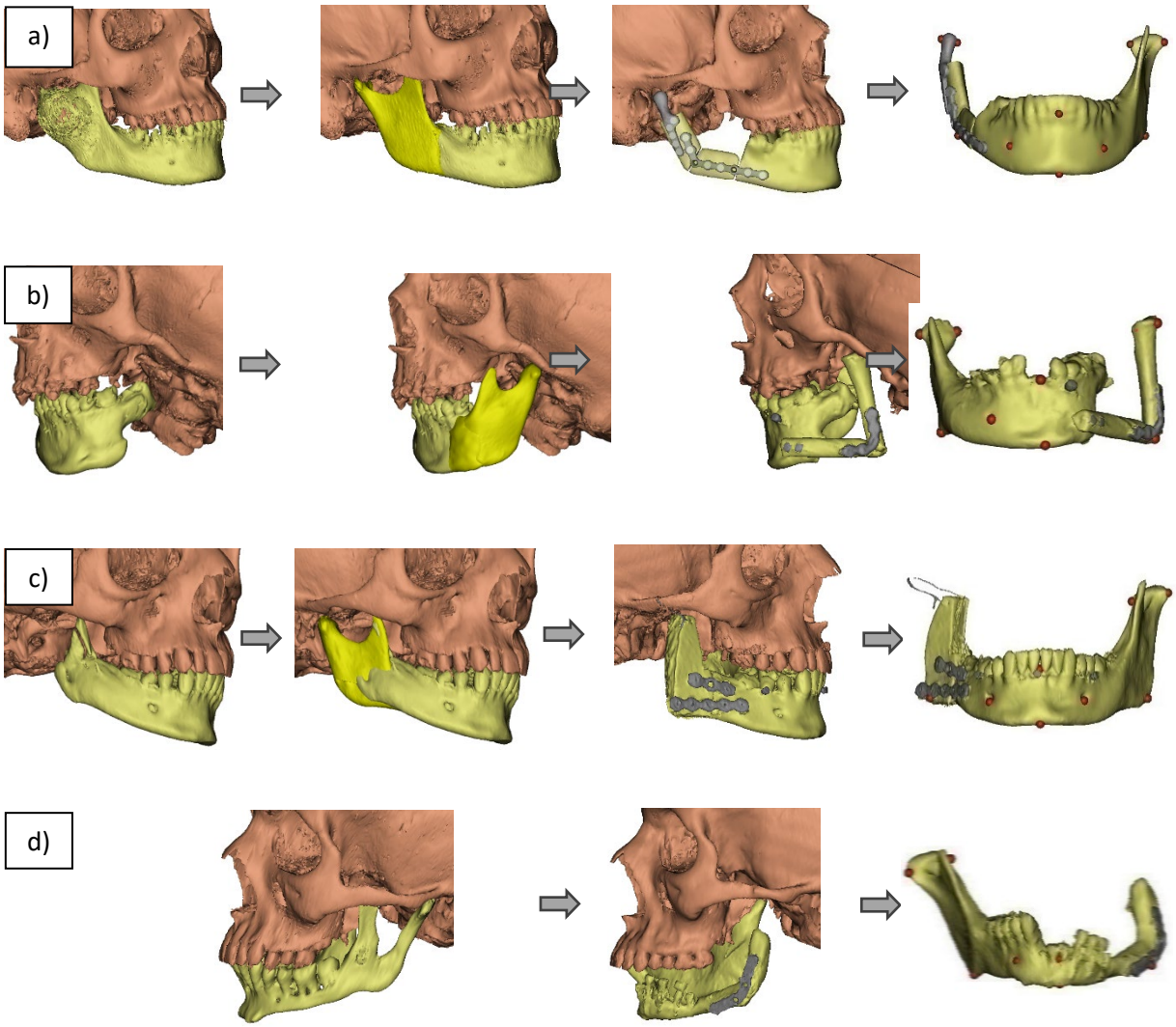
Rys. 4.19. Rozkład odkształceń w analizowanym modelu – przeszczep wraz z endoprotezą i wkrętami
Fig. 4.19. Strain distribution in the analyzed model – graft with prosthesis and screws

Analiza biomechaniczna modelu kości strzałkowej oraz spersonalizowanej endoprotezy stawu skroniowo-żuchwowego z wkrętami umożliwiła prognozowanie interakcji między kością a implantem. Analiza nie ujawniła żadnych niedoskonałości konstrukcyjnych endoprotezy, wymagających modyfikacji. Uzyskane wartości przemieszczenia i naprężenia były niższe niż w literaturze, gdzie badano podobny model w identycznych warunkach brzegowych [5]. Przy porównaniach należy uwzględnić różnice w wymiarach geometrii oraz fakt, czy implant był dostosowany do indywidualnej anatomii pacjenta.

4.5.3. Analiza morfometryczna w procesie oceny skuteczności rekonstrukcji żuchwy

Wartości pomiarów liniowych oraz kątowych po przeprowadzonych zabiegach rekonstrukcji dla czterech pacjentów (pacjent #1 ÷ #4) porównano z wartościami pooperacyjnymi. Pacjenci mieli odpowiednio: 14 lat, 4 lata, 12 lat, 14 lat. Poniżej przedstawiono wygląd kości pacjentów po zabiegu rekonstrukcji oraz z naniesionymi punktami referencyjnymi (rys. 4.20). W przypadku pacjentów #1, #2 oraz #3, w celu przeprowadzenia pomiarów przedoperacyjnych, konieczna była modyfikacja dotkniętej chorobą części żuchwy ze względu na deformację lub ubytek kości. Mimo to w niektórych sytuacjach geometria kości uniemożliwiała zidentyfikowanie punktów

referencyjnych, co wpłynęło na brak możliwości przeprowadzenia wszystkich pomiarów. W tabeli poniżej zestawiono uzyskane wartości parametrów liniowych (tab. 4).



Rys. 4.20. Wady twarzoczaszki oraz żuchwa po rekonstrukcji z naniesionymi punktami anatomicznymi: a) u pacjenta z wirtualnym planem zabiegu – pacjent #1, b) u pacjenta bez wirtualnego planu zabiegu – pacjent #2, c) u pacjenta bez wirtualnego planu zabiegu – pacjent #3, d) u pacjenta bez wirtualnego planu zabiegu – pacjent #4

Fig. 4.20. Craniofacial defects and mandible after reconstruction with anatomical reference points marked: a) patient with virtual surgical planning – patient #1, b) patient without virtual surgical planning – patient #2, c) patient without virtual surgical planning – patient #3, d) patient without virtual surgical planning – patient #4

Tabela 4

Wyniki pomiarów morfometrycznych po rekonstrukcji żuchwy

Pomiar	**Wynik pomiaru [mm]**				**Różnica między pomiarami przed- i pooperacyjnymi [mm]**			
	Pacjent #1	**Pacjent #2**	**Pacjent #3**	**Pacjent #4**	**Pacjent #1**	**Pacjent #2**	**Pacjent #3**	**Pacjent #4**
go_l–go_r	90,09	81,43	95,07	76,43	+0,73	+8,83	+10,58	+1,87
kdl_l–kdl_r	108,13	97,12	-	-	-3,40	+0,09	-	-
kdm_l–kdm_r	84,42	75,32	-	-	+6,39	+4,21	-	-
ml_l–ml_r	45,02	-	41,16	-	0	-	-0,48	-
gn–go	L:75,84 P:82,86	L: 53,75 P: 57,86	L:73,47 P:71,67	L:55,18 P:63,61	L:0 P:+9,24	L:+25,72 P: -2,00	L:-0,91 P:+3,29	L:-11,08 P:-2,51
gn–kdl	L:115,61 P:116,50	L: 68,58 P: 90,47	L:107,74 P:-	L:- P:105,24	L:0 P:+2,45	L: +5,25 P: -0,30	L:-0,58 P:-	L:- P:+3,34
gn–id	28,41	24,56	23,84	9,98	0	-0,32	+1,55	-15,36
go–kdl	L:52,77 P:49,33	L: 43,89 P: 44,08	L:49,85 P:-	L:- P:53,93	L:0 P:-3,53	L: +1,56 P: +1,72	L:+0,45 P:-	L:- P:+4,43

Legenda: L – lewa strona, P – prawa strona

Zestawione wyniki pomiarów przed- i pooperacyjnych dla pacjenta z planem zabiegu (pacjent #1) ukazały różnice dla prawej, poddanej modyfikacjom strony. Po wirtualnym zabiegu rekonstrukcji zaobserwowano zmniejszenie szerokości międzykłykciowej zewnętrznej (kdl_l-kdl_r) i zwiększenie wewnętrznej (kdm_l-kdm_r). Nastąpiło także zwiększenie długości trzonu żuchwy (gn-go_r) i zmniejszenie kąta gałęzi żuchwy dla strony lewej o 6,47°. U pacjenta #2 zaobserwowano zwiększenie szerokości dolnej części żuchwy (go_l-go_r) oraz długości trzonu żuchwy z lewej, poddanej zabiegowi strony (gn_go_l). W przypadku pacjenta #3 wyniki wskazywały na zwiększenie szerokości dolnej części żuchwy (go_l-go_r). Żuchwa pacjenta #4 charakteryzowała się zmniejszeniem długości trzonu z lewej strony (gn-go_l), wysokości spojenia (gn-id) i kąta gałęzi żuchwy o 12,24°. Przy interpretacji wyników pomiarów należy brać pod uwagę odstęp czasowy między wykonywanymi obrazowaniami, który wpływa na porównywalność wyników. W analizowanych w pracy przypadkach można zauważyć różnice w niektórych wartościach parametrów dla niezmienionej operacyjnie strony, co sugeruje dłuższy upływ czasu między wykonanymi badaniami obrazowania.

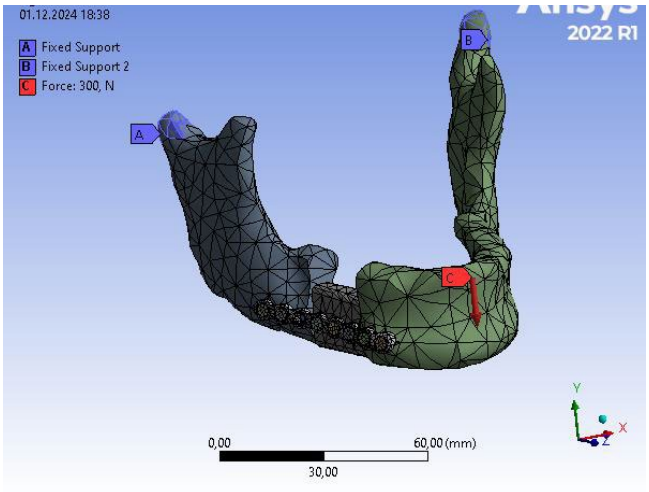
Istnieje potrzeba dokładnej analizy i oceny rezultatów operacji, zwłaszcza w przypadku młodszych pacjentów, aby zapewnić im optymalne warunki rozwoju i funkcjonowania. Wyniki analizy pomiarów wykazały wyraźne zmiany w wymiarach

oraz strukturze żuchwy po operacji rekonstrukcji. Zmiany te mają potencjalny wpływ na modyfikację funkcji związanych z układem stomatognatycznym, takich jak proces żucia, mowy oraz ogólna estetyka twarzy.

4.5.4. Modelowanie rekonstrukcji żuchwy z użyciem graftu z materiału biomorficznego

Materiały biomorficzne to zaawansowane struktury inspirowane naturalnymi układami biologicznymi, które przez odpowiednie przetwarzanie mogą uzyskać właściwości mechaniczne i biologiczne zbliżone do materiałów stosowanych w medycynie. Drewno wykazuje korzystne właściwości, jakimi są mała gęstość oraz bardzo dobrze rozwinięta porowatość. Anizotropowe własności drewnianych materiałów oraz kapilarna budowa struktury porowatej, stanowiącej kierunkowy układ wiązek przewodzących, są bardzo zbliżone do tych występujących w ludzkiej kości. W wyniku poddawania takich materiałów działaniu wysokich temperatur w atmosferze inertnej następuje ich piroliza, czego produktem są karbonizaty. Następnie otrzymane karbonizaty poddawane są wyspecjalizowanej obróbce, dzięki której możliwe jest otrzymanie określonych właściwości. Zaletą takich materiałów jest to, że składają się one w dużym procencie z czystego węgla, który z kolei jest jednym z najbardziej kompatybilnych pierwiastków, nieoddziałujących negatywnie z tkankami organizmu człowieka. Z kolei ze względu na swoje własności oraz strukturę mogą być wykorzystywane w medycynie, w szczególności w chirurgii implantologicznej.

W niniejszym rozdziale analizowane są możliwości zastosowania materiałów biomorficznych jako graftów w rekonstrukcji żuchwy. Badaniom poddano dwa materiały uzyskane w wyniku pirolizy drewna w temperaturze 800°C: grabu oraz sosny. Grab klasyfikowany jest jako drewno twarde, natomiast sosna – drewno miękkie. Symulacje zostały przeprowadzone na podstawie trójwymiarowego modelu żuchwy. W modelu zastosowano jeden graft, który został połaczony z kością za pomocą płytki do rekonstrukcji. Łączna liczba użytych wkrętów wynosiła 7. Wygenerowaną siatkę, składającą się z 6087 elementów, warunki brzegowe oraz zasymulowane obciążenie przedstawiono na rysunku 4.21. Zastosowano utwierdzenie sztywne w miejscu występowania kłykci, natomiast siłę 300 N przyłożono na zęby przednie – siekacze. W tabeli 5 przedstawiono zaczerpnięte z literatury (kość strzałkowa, płytka, wkręty) oraz badań doświadczalnych (topola, grab) własności materiałowe wykorzystane w analizie MES. Wyniki analizy przedstawiono na rysunkach 4.22, 4.23.

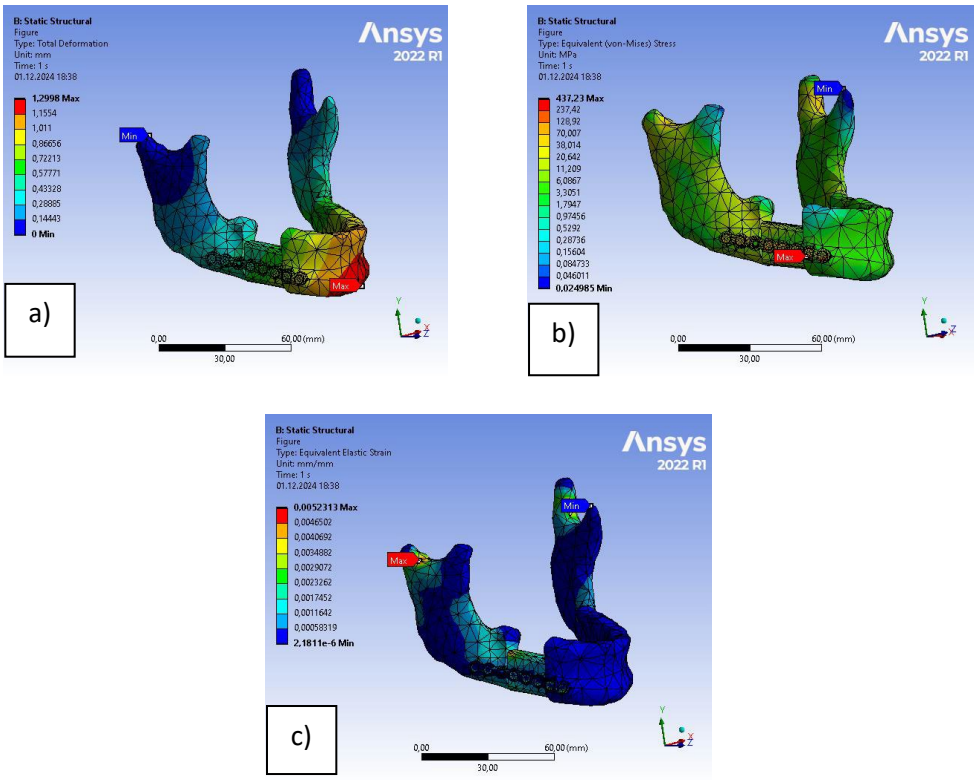


Rys. 4.21. Model żuchwy po rekonstrukcji, z nałożoną siatką oraz warunkami brzegowymi i zadanym obciążeniem
Fig. 4.21. Reconstructed mandible model with applied mesh, boundary conditions and a given load

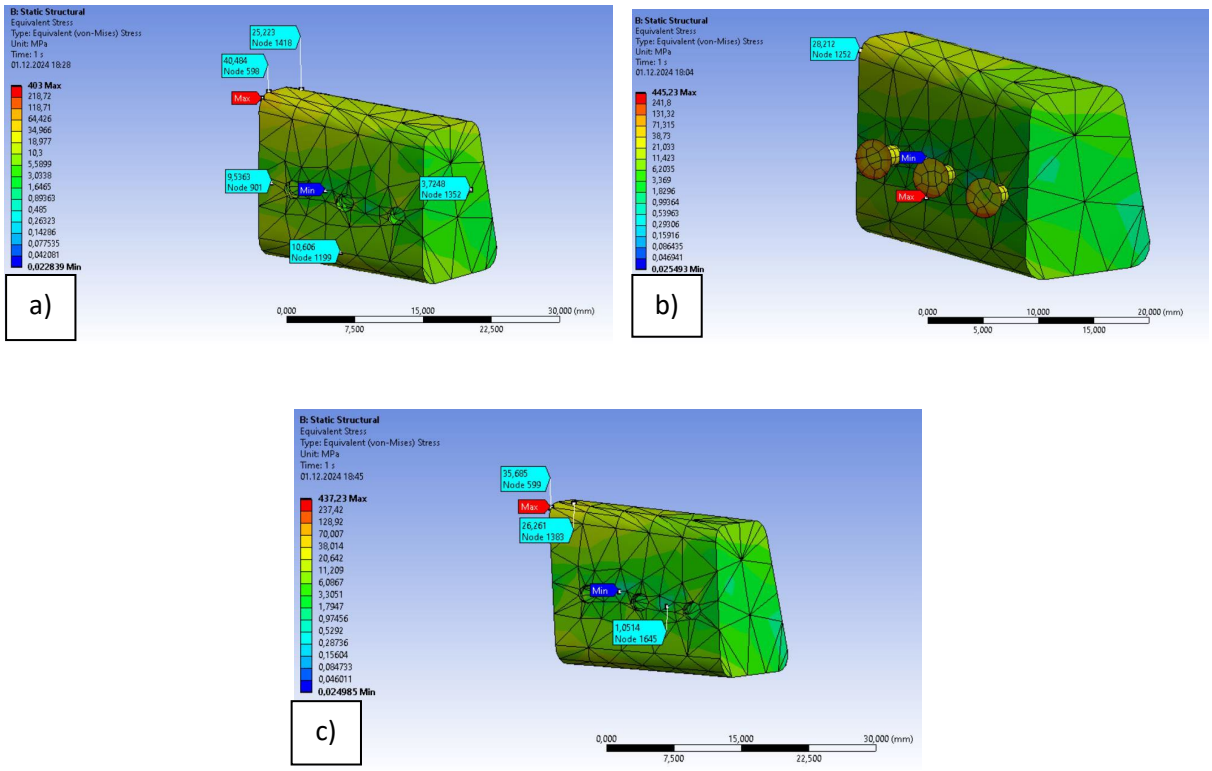
Tabela 5

Własności materiałowe modeli geometrycznych [5]

Komponent/materiał	**Gęstość [g/cm^3]**	**Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]**	**Moduł Younga [GPa]**	**Współczynnik Poissona [-]**
Żuchwa, graft kostny/kość ludzka	2,1	193	14,4	0,4
Płytka, wkręt/Ti6Al4V (ISO 5832-3)	4,4	1000 ÷ 1190	110	0,32
Graft z grabu/grab po pirolizie w temperaturze 800ºC	1,5	-	6,195	0,2
Graft z sosny/sosna po pirolizie w temperaturze 800ºC	1,9	-	7,062	0,2



Rys. 4.22. Rozkład: a) przemieszeń, b) naprężeń, c) odkształceń dla modelu – materiał graftu: kość
Fig. 4.22. Distribution of: a) displacement, b) stress, c) strain for the model – graft material: bone



Rys. 4.23. Rozkład naprężeń w grafcie: a) kostnym, b) z grabu, c) z sosny
Fig. 4.23. Stress distribution in the graft made of: a) bone, b) hornbeam, c) pine

Analiza MES wykazała, że grafty biomorficzne z grabu i sosny cechują się porównywalnym rozkładem naprężeń do przeszczepu z kości. Symulacje umożliwiły ocenę rozkładu naprężeń i przemieszczeń w graftach oraz w zrekonstruowanej żuchwie, co umożliwia określenie potencjalnych punktów krytycznych i przewidywanie długoterminowej skuteczności zastosowanych materiałów. Analizy tego typu pozwalają przedstawić różnice w zachowaniu się poszczególnych materiałów w rzeczywistych warunkach obciążeniowych, co umożliwia ocenę ich przydatności w praktyce klinicznej.

Bibliografia

1. Bochenek A., Reicher M., Ciechanowski S. (red.): Anatomia człowieka, tom I. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2008.
2. Borkowski P., Chwiedosik Ł.: Implants of the temporomandibular joint, Advances in biomedical engineering, 2022, p. 7-14.
3. deBont L.G., Stegenga B.: Pathology of temporomandibular joint internal derangement and osteoarthritis, International Journal of Oral Maxillofacial Surgery, vol. 22, 1993, p. 71-74.
4. Dowgierd K.: Leczenie chirurgiczne stawów skroniowo-żuchwowych, [w:] Kulesa-Mrowiecka M. (red.): Dysfunkcje czaszkowo-żuchwowe. Diagnostyka, leczenie i rehabilitacja, PZWL Wydawnictwo Lekarskie, Warszawa 2022, s. 212.
5. Dowgierd K., Kawlewska E., Joszko K., Kropiwnicki J., Wolanski W.: Biomechanical Evaluation of Temporomandibular Joint Reconstruction Using Individual TMJ Prosthesis Combined with a Fibular Free Flap in a Pediatric Patient. Bioengineering, 2023, 10(5), 541.
6. El-Mahallawy Y., Abdelrahman H.H., Al-Mahalawy H.: Accuracy of virtual surgical planning in mandibular reconstruction: application of a standard and reliable postoperative evaluation methodology. BMC Oral Health 2023, 23, 119.
7. Frank Wilde F., Cornelius C.-P., Schramm A.: Computer-assisted mandibular reconstruction using a patient-specific reconstruction plate fabricated with computer-aided design and manufacturing techniques. Craniomaxillofac Trauma Reconstr 2014, 7 (2), s. 158-166.
8. Hovhannisyan A., Kostrzewa-Janicka J., Zadurska M., Mierzwińska-Nastalska E.: Rozwój i wzrost części twarzowej czaszki w poszczególnych klasach szkieletowych w populacji ludzkiej. Przegląd piśmiennictwa, Forum ortodontyczne 2018, 14, s. 48-60.

9. Ingawale S.M., Goswami T.: Design and Finite Element Analysis of Patient-Specific Total Temporomandibular Joint Implants, Materials (Basel). 2022, 15(12):4342
10. Jadczak K.K., Białek R., Wiśnios M., Kuchta M.: Uwarunkowania biomechaniczne stawu skroniowo-żuchwowego pod kątem pomiaru przemieszczenia ruchu żuchwy, Przegląd Elektrotechniczny 2019, 95, s. 88-91.
11. Jankowska M., Starzyńska A.: Nowotwory złośliwe jamy ustnej – charakterystyka, diagnostyka, postępowanie, Forum Medycyny Rodzinnej 2016, 10, 5, s. 111-262.
12. Karataban P., Demirel O., Ortug G.: An investigation into the total mandibular length and its potential correlation with the intraoral forces, Translational Research in Anatomy 2022, 27, p. 1-6.
13. Krstić V.: Osteologijakosti i zglobovi. ICEPS, 2018.
14. Lipski M., Tomaszewska I.M., Lipska W., Lis G.J., Tomaszewski K.A.: The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications, Folia Morphol 2013, 72(4), p. 285-292.
15. Louvrier A., Marty P., Barrabe A., Euvrard E., Chatelain B., Weber E., Meyer C.: How useful is 3D printing in maxillofacial surgery?, J Stomatol Oral Maxillofac Surg. 2017, 118 (4), p. 206-212.
16. Martelli N., Serrano C., van den Brink H., Pineau J., Prognon P., Borget I., El Batti S.: Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review, Surgery 2016, 159, p. 1485-1500.
17. Mujakperuo H.R., Watson M., Morrison R., Macfarlane T.V.: Pharmacological interventions for pain in patients with temporomandibular disorders, Cochrane Database of Systematic Reviews 2010.
18. Netter F.H.: Atlas of Human Anatomy. Saunders 2014.
19. Okeson J.P.: Anatomia czynnościowa i biomechanika układu stomatognatycznego, Czelej, Lublin 2005.
20. Pabiszczak M., Banaszewski J., Szyfter W.: Rekonstrukcja żuchwy i dna jamy ustnej u chorego z zaawansowanym rakiem jamy ustnej, Postępy w chirurgii głowy i szyi 2010, 1, s. 8-12.
21. Peres Lima F.G.G., Rios L.G.C., Bianchi J., Gonçalves J.R., Paranhos L.R., Vieira W.A., Zanetta-Barbosa D.: Complications of total temporomandibular joint replacement: a systematic review and meta-analysis, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2023, 52(5), p. 584-594.
22. Słowiński J.J.: Złamanie kości żuchwy – porównanie numeryczne wariantów stabilizacyjnych, Inżynier i Fizyk Medyczny 2018, vol. 7, nr 6, s. 403-406.

23. Tiziana R., Tanteri C., Tanteri G.: MRI of the Temporomandibular Joint, Springer International Publishing 2020, p. 57-90.
24. Troka M., Wojnicz W., Szepietowska K., Podlasiński M., Walerzak S., Walerzak K., Lubowiecka I.: Towards classification of patients based on surface EMG data of temporomandibular joint muscles using self-organising maps, Biomedical Signal Processing and Control 2022, 72, p. 1-16.
25. Walocha J., Skawina A., Gorczyca J., Skrzat J. (red.): Szyja i głowa. Anatomia prawidłowa człowieka. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków 2006.
26. Wojtaszek-Lis J.M., Laskowska M., Lis K., Zadurska M.: Porównanie częstości występowania poszczególnych wad zgryzu u dzieci z fizjologiczną wymianą uzębienia i dzieci z przedwczesną utratą trzonowych zębów mlecznych, które zgłaszały się do leczenia ortodontycznego, Forum Ortod 2021; 17 (3), s. 195-204.
27. https://www.klsmartin.com/mediathek/90-246-02-05_IPS_Implants_Mandible_Reconstruction.pdf [10.10.2024].
28. https://cmf.stryker.com/assets/files/4x/cmf-br-97_rev.-none_14002-customized-mandible-brochure_final.pdf [10.10.2024].
29. https://www.medartis.com/downloadcenter_instructions/instructions/Modus_2_Mandible/EN_UK/MANDIBLE2_01010001_v1_Mandible2_Surgical_Technique_Step_by_Step.pdf [10.10.2024].
30. https://www.orthotin.com/tmj-implants [10.10.2024].
31. http://www.wlorenz.com.co/sites/default/files/documentos_producto/TMJ.pdf [10.10.2024].

Wojciech WOLAŃSKI[1], Sławomir SUCHOŃ[1], Piotr WODARSKI[1], Kamil JOSZKO[1], Michał BURKACKI[1], Rafał KOWOLIK[2]

5. PROJEKTOWANIE MECHATRONICZNYCH URZĄDZEŃ Z FUNKCJĄ PIONIZACJI DLA OSÓB NIEPEŁNOSPRAWNYCH

5.1. Wstęp

Według badań naukowych podstawowymi problemami pozamedycznymi pacjentów z porażeniem czterokończynowym – tetraplegią – są wykluczenie społeczne i brak możliwości podtrzymania w warunkach domowych efektów osiągniętych w trakcie wczesnej rehabilitacji neurologicznej. Jest to spowodowane często nie brakiem chęci czy pomocy rodziny, ale brakiem miejsca w warunkach domowych na stół pionizacyjny czy parapodium.

Urządzenie spełniające jednocześnie funkcję jezdną i pionizacyjną wychodzi naprzeciw potrzebom osób z tetraplegią w Polsce. Pozwala zminimalizować konieczność transferu (przenoszenia z wózka do urządzenia pionizujacego i z powrotem), uniezależnia w kwestii pionizacji osobę z tetraplegią od otoczenia i pozwala przeprowadzać pionizację w czasie i w miejscu optymalnym dla samej osoby zainteresowanej. Opierając się na przeglądzie rynku oraz literatury fachowej, zaprezentowano współczesne rozwiązania/modele takiego urządzenia. Na tej podstawie zostały przygotowane trzy propozycje/warianty urządzenia.

W dalszej części rozdziału przedstawiono wizualizacje opracowanych wariantów urządzenia z uwzględnieniem wstępnych założeń. Wizualizacje wykonano w specjalistycznym oprogramowaniu służącym do projektowania 3D.

[1] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze.
[2] PHU Technomex sp. z o.o., Gliwice.

5.2. Przegląd stanu techniki

Przed realizacją prac projektowych dokonano rozeznania stanu techniki i poziomu technologicznego oraz przeglądu znanych rozwiązań technicznych – urządzeń mobilnych i pionizujących. Na tej podstawie określona została koncepcja urządzenia jezdno-pionizującego oraz opracowano założenia do modelu numerycznego i systemu sterowania.

Urządzenie Gyrolift jest uniwersalne i ma innowacyjne rozwiązanie mobilności oparte na połączeniu żyroskopu oraz systemu robotyki. Wózek automatycznie stabilizuje użytkownika. W celu zapewnienia komfortu użytkownika urządzenie ma system zabezpieczeń oraz intuicyjny system monitorowania. Pozwala na poruszanie się w pozycji zarówno siedzącej, jak i stojącej. Wózek oferuje swoim użytkownikom mobilność, która odpowiada potrzebom psychologicznym i fizjologicznym, oraz samodzielność, pomagając w utrzymaniu miejsca pracy. Gyrolift oferuje użytkownikom korzyści takie jak:

- bezpieczne prowadzenie urządzenia w pozycji siedzącej lub stojącej, co poprawia przepływ krwi, pamięć mięśniową oraz asymilację w społeczeństwie,
- zwinne manewrowanie, które pozwala użytkownikowi na dostęp do ciasnych miejsc,
- technologia żyroskopowa umożliwia długą żywotność baterii,
- integracja ze smartfonem w celu łatwiejszego użytkowania.

Rys. 5.1. Wózek elektryczny Gyrolift [1]
Fig. 5.1. Gyrolift electric wheelchair [1]

Urządzenie TekRMD jest platformą mobilną, która zmienia sposób poruszania się osób z paraplegią lub inną niepełnosprawnością. Platforma pozwala na bezpieczne siedzenie, stanie oraz poruszanie się w środowisku. Cechy produktu są następujące:

- użytkownik może bezpiecznie wchodzić na urządzenie od strony tylnej. Montaż i demontaż urządzenia są bezpieczniejsze, ponieważ użytkownik robi to z pozycji siedzącej;
- zawieszenie zawiera sprężynowy mechanizm gazowy, który równoważy masę użytkownika, dzięki czemu wstawanie wymaga delikatnego pociągnięcia;
- sterowanie może się odbywać za pomocą joysticka lub pilota.

Rys. 5.2. Platforma mobilna TekRMD [2]
Fig. 5.2. TekRMD mobile platform [2]

Urządzenie Scewo Bro jest połączeniem mobilności, funkcjonalności oraz estetyki. Komunikacja z urządzeniem odbywa się za pomocą konsoli sterowania oraz smartfona. Prędkość oraz kierunek jazdy mogą być kontrolowane za pomocą joysticka. Scewo Bro ma trzy tryby jazdy – parking mode, driving mode oraz tracking mode, które są przystosowane do jazdy w różnych warunkach. Urządzenie pozwala na podniesienie pozycji fotela prawie do jednego metra i może jeździć w takiej pozycji. Scewo Bro ma również funkcję wchodzenia po schodach.

Rys. 5.3. Wózek Scewo Bro [3]
Fig. 5.3. Scewo Bro wheelchair [3]

iBOT jest wózkiem inwalidzkim, który ma trzy tryby pracy: standard, 4-Wheel oraz Balance. Urządzenie przystosowane jest do jazdy w pomieszczeniach zamkniętych, jak również na zewnątrz. Do jazdy po stromych pochyłościach oraz po różnych typach nawierzchni, jak np. śniegu, błocie, kamieniach, wykorzystuje się tryb 4-Wheel. Wózek w trybie Balance umożliwia poruszania się na poziomie oczu. Dzięki temu wózkowi możliwe jest również wchodzenie lub schodzenie po schodach samodzielnie lub z pomocą osób trzecich.

Rys. 5.4. Wózek iBot [4]
Fig. 5.4. iBot wheelchair [4]

LEVO C3 jest wózkiem inwalidzkim z napędem na średnie koła, który za pomocą jednej komendy pozwala na uzyskanie pozycji pionowej. System umożliwia płynne przejście z pozycji siedzącej do stojącej, dzięki czemu jest stabilniejsze i bardziej komfortowe. Sterowanie wózkiem może odbywać się za pomocą standardowego joysticka z kolorowym wyświetlaczem lub za pomocą dowolnego alternatywnego urządzenia sterującego. Gdy system jest ustawiony pionowo i pochylony do przodu, tworzy kąt styczny 90°, który jest prostopadły do powierzchni tocznej. Dzięki temu użytkownik ma większy zasięg oraz możliwości korzystania niedostępne podczas użytkowania standardowego wózka inwalidzkiego. Funkcjonalność tego urządzenia korzystnie wpływa na zdrowie, aspekt psychologiczny oraz życie zawodowe użytkownika.

Rys. 5.5. Wózek LEVO C3 [5]
Fig. 5.5. LEVO C3 wheelchair [5]

Wózek inwalidzki Genny wykorzystuje specjalnie zmodyfikowaną samobalansującą bazę Segway, która zapewnia obroty na tej samej osi oraz jechanie bez potrzeby obsługi dźwigni sterującej. Urządzenie ma dwa równoległe koła oraz wiele czujników elektronicznych, jak np. 5 żyroskopów, co pozwala na poruszanie się wyłącznie przez

pochylanie lub odchylanie własnego ciała. Kierownica umożliwia rotację urządzenia, a użycie jej wymaga tylko jednej ręki. Wózek ma dwie małe nóżki, które pozwalają na stabilne ustawienie w prosty i bezpieczny sposób. Pod siedzeniem umieszczony został czujnik obecności, który zapewnia funkcjonowanie Genny tylko wtedy, gdy użytkownik się w nim znajduje. Eliminuje to przypadkową aktywację urządzenia i zapewnia jej wyłączenie podczas wysiadania. Użytkowanie wózka wymaga dobrej stabilności tułowia, wystarczającej mobilności, aby móc się pochylić, dobrego chwytu i siły w kończynach górnych.

Rys. 5.6. Wózek Genny [6]
Fig. 5.6. Genny wheelchair [6]

Urządzenie eDragonfly pozwala na przekształcenie standardowego wózka inwalidzkiego w wydajną maszynę z silnikiem wspomagającym ruch. Unikalny system mocowania składa się z czterech zatrzasków i pozwala na łatwe dołączenie sprzętu do wózka. Urządzenie wykorzystuje wiele części standardowych rowerów, co ułatwia serwisowanie. Jest zaprojektowane, aby pasowało do większości standardowych wózków dla dorosłych i dzieci. Do demontażu uchwytów niepotrzebne są narzędzia. Jest wyposażony w 5 poziomów wspomagania, a hamowanie oraz zmiana biegów są sterowane za pomocą palców.

Rys. 5.7. eDragonfly [7]
Fig. 5.7. eDragonfly [7]

Model Ci jest urządzeniem o niedużych wymiarach, dzięki czemu manewrowanie jest łatwiejsze niż w większości przypadków wózków elektrycznych. Prześwit urządzenia wynosi ok. 5,8 cm, co umożliwia poruszanie się po nierównym terenie. Model ten pozwala na wspinanie się na przeszkody o wysokości ok. 5 cm dzięki dwóm mocnym silnikom oraz dużym przednim kołom omni. Wózek można zdemontować w kilkanaście sekund, a po złożeniu nie zajmuje dużo miejsca, co ułatwia podróżowanie. Podnóżek ma możliwość składania się, a podłokietniki łatwo się obracają, co ułatwia dostęp i nie ogranicza np. przy korzystaniu ze stołów. Sterowanie, blokada lub wybór trybu napędu wózka odbywają się za pomocą aplikacji mobilnej lub wbudowanego kontrolera. W urządzeniu wbudowano port USB, przez który można ładować telefon. System ma powiadomienia głosowe, które ostrzegają użytkownika w przypadku błędów operacyjnych systemu. Zawiera również funkcję zapobiegającą kołysaniu, dzięki czemu urządzenie utrzymuje jazdę w linii prostej na bocznych pochyłościach.

Rys. 5.8. Model Ci [8]
Fig. 5.8. Whill Model Ci [8]

Wózek Foldachari ma duże tylne koła, które umożliwiają użytkowanie na nierównym podłożu, np. żwirze. Został zaprojektowany do transportowania w bagażniku samochodu. Urządzenie jest lekkie, razem z baterią jego masa wynosi 28 kg. Demontaż zajmuje kilka sekund i jest idealnym rozwiązaniem dla osób potrzebujących przenośnego wózka inwalidzkiego. Sterowanie odbywa się za pomocą joysticka.

Rys. 5.9. Foldachair D09 [9]
Fig. 5.9. Foldachair D09 [9]

Wózek elektryczny Extreme X8 jest przystosowany do jazdy po różnych typach nawierzchni takich jak śnieg, piasek lub wjeżdżanie i zjeżdżanie z krawężników. Maksymalna prędkość urządzenia wynosi 10 km/h i ma napęd na cztery koła. Jest to połącznie mocnej konstrukcji z silnikiem o wysokim momencie obrotowym. Wózek ma ok. 36-centymetrowe koła niskociśnieniowe. W oparciu zastosowano dodatkowe

podparcia lędźwiowe, co zapewnia prawidłowe ustawienie kręgosłupa i tułowia. Oparcie jest dostosowane indywidualnie do użytkowników z ręcznym systemem odchylania w celu dostosowania kątów siedziska do oparcia.

Rys. 5.10. Extreme X8 [10]
Fig. 5.10. Extreme X8 [10]

5.3. Opracowanie założeń projektowych

Zróżnicowanie stopnia niepełnosprawności oraz zapotrzebowania osób niepełnosprawnych sprawia, że istnieje duża liczba rozwiązań specjalistycznych wózków inwalidzkich różniących się pod względem funkcjonalności. Ograniczenia takie jak koszt oraz odpowiednie wymiary urządzenia sprawiają, że trudno jest skonstruować uniwersalne rozwiązanie spełniające potrzeby osób niepełnosprawnych na każdym poziomie niepełnosprawności. W tabeli 1 zestawiono najważniejsze funkcjonalności wózków inwalidzkich przedstawionych w przeglądzie istniejących rozwiązań w celu określenia wymagań stawianych wózkom inwalidzkim.

Tabela 1 pokazuje, że dla wózków inwalidzkich istotnym aspektem jest możliwość jazdy po różnych nawierzchniach i ta funkcja jest coraz powszechniej stosowana. Jest to spowodowane coraz lepszym przystosowaniem miejsc publicznych dla osób niepełnosprawnych. Tylko jedno z rozwiązań nie ma wymagań odnoszących się do wymiarów użytkownika, gdyż jest to uniwersalny element montowany do większości standardowych wózków inwalidzkich. Mała liczba rozwiązań mających funkcję wspinania się po schodach może być spowodowana faktem, że obecnie wszystkie miejsca użyteczności publicznej są pozbawione barier architektonicznych, co pozwala

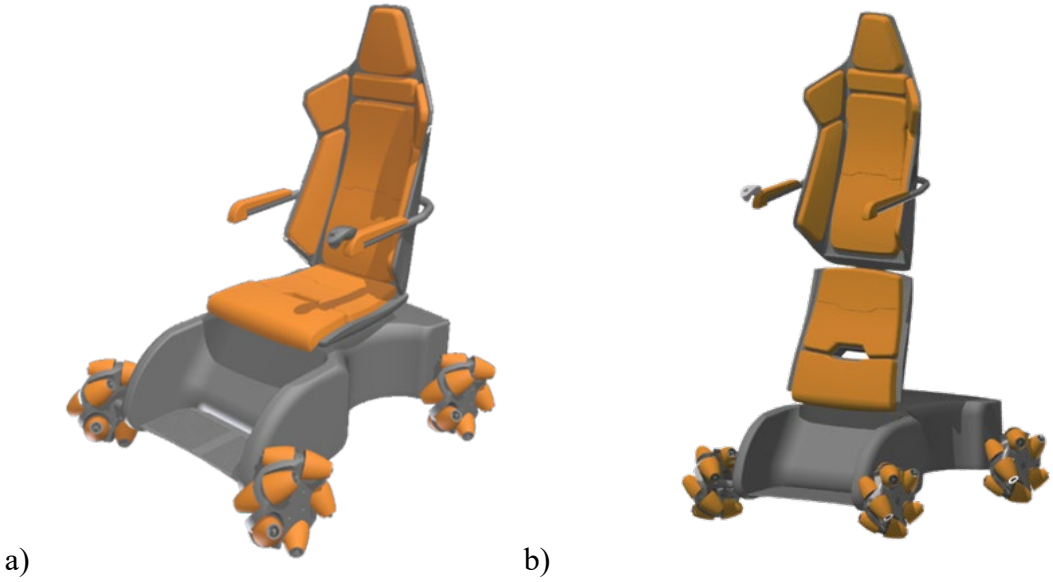
na swobodne przemieszczanie się osób niepełnosprawnych. Większość urządzeń nie jest przystosowana do uniwersalnego stosowania. Żadne z istniejących rozwiązań nie ma funkcji jazdy w bok lub po skosie, które w znaczącym stopniu przyczyniłoby się do poprawy mobilność osób niepełnosprawnych poruszających się na wózkach inwalidzkich. Te funkcje natomiast mają rozwiązania przemysłowe przedstawione w drugiej części przeglądu. Analiza produktów dostępnych na rynku polskim i na świecie wskazuje, że systemy jezdno-pionizacyjne są znane, lecz do tego czasu są jedynie udoskonalane typowe rozwiązania – oparte na układzie jezdnym wózka na kołach. Na podstawie przeglądu istniejących rozwiązań i zebranych informacji zaproponowana została koncepcja urządzenia.

Tabela 1

Porównanie funkcjonalności opisanych rozwiązań

	Gyrolift	TekRMD	Scewo Bro	iBOT	Levo C3	Genny	eDragonfly	Model Ci	Foldachair D09	Extreme X8
Pionizacja	o	o	x	x	o	x	x	x	x	x
Jazda po różnych nawierzchniach	o	o	o	o	o	o	x	x	o	o
Dostosowanie do wymiarów użytkownika	x	x	x	x	x	x	o	x	x	x
Wspinanie się po schodach	x	x	o	x	x	x	x	x	x	x
Jazda w bok lub po skosie	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Łatwy demontaż i montaż	x	x	x	x	x	x	o	o	o	x
Wieloosiowość	o	o	x	o	o	x	x	o	o	o

Proponowana koncepcja urządzenia stawia na innowacyjność układu jezdnego, który jest odejściem od klasycznego systemu jezdnego i nowatorskim kierunkiem myślenia. Stworzenie od podstaw systemu jezdnego opartego na kołach omnikierunkowych pozwola uzyskać pacjentom jeszcze większą mobilność, a połączenie tego systemu z urządzeniem pionizującym sprawi, że proponowane urządzenie może stać się jedynym potrzebnym przyrządem w domu pacjenta z tetraplegią. Na poniższym rysunku zaprezentowano pierwszy wariant urządzenia, które w swojej budowie łączy moduł pionizacji z układem jezdnym z kołami omnikierunkowymi.

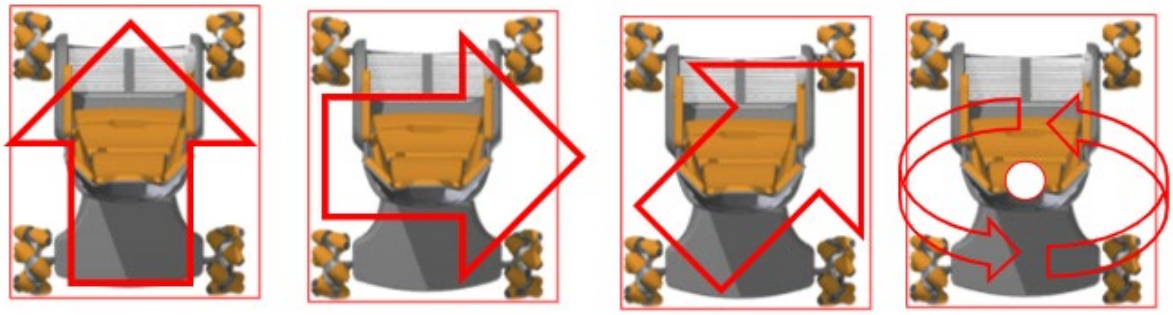


Rys. 5.11. Koncepcja urządzenia: a) widok w trybie siedzenia, b) widok w trybie pionizacji
Fig. 5.11. Device concept: a) view in sitting mode, b) view in verticalization mode

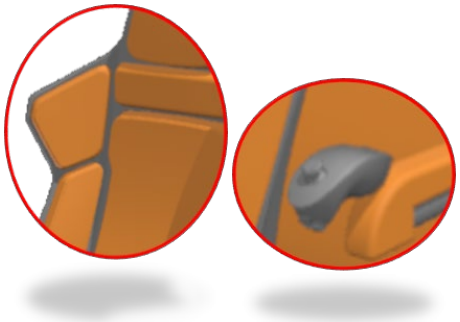
Zaproponowana koncepcja (rozwiązanie) urządzenia charakteryzuje się następują funkcjonalnością:

- nowatorska konstrukcja połączona z kołami omnikierunkowymi,
- zintegrowany system sterowania układu napędowego i pionizacji,
- sterowanie joystikiem bezprzewodowym,
- możliwość sterowania smartfonem,
- monitoring parametrów (ładowanie, poziom ładowania akumulatorów, czas pracy, diagnostyka serwisowa itp.),
- nowoczesny wygląd urządzenia (design jako wzór przemysłowy),
- możliwość jazdy w pozycji wyprostowanej i pozycjach pośrednich,
- składany i regulowany podłokietnik, aby ułatwić wsiadanie oraz umożliwić dopasowanie ze względu na różne schorzenia użytkowników,
- modułowe, regulowane podnóżki, mocowanie zapewniające stabilność,
- możliwość montażu uchwytu na telefon i akcesoriów,
- ergonomiczny joystick, który można odpiąć od podłokietnika i używać jako zdalny,
- zwarta, zamknięta konstrukcja: bezpieczeństwo, stabilność, estetyka,
- łatwe utrzymanie czystości,
- dostosowanie rozmiarami i osiągami do poruszania się w przestrzeni przystosowanej dla osób niepełnosprawnych – szerokość drzwi, podjazdy, windy itp.,
- materiał siedziska: termogąbka – powierzchnie hydrofobowe, antybakteryjne, opcjonalnie wentylowany i z podgrzewanymi matami,

- cztery punkty podparcia – duża stabilność niezbędna do bezpiecznej jazdy w pozycji wyprostowanej lub w przypadku braku zasilania,
- bardzo duża ruchomość (rys. 5.12): jazda w przód i w tył; obrót w miejscu; jazda po przekątnej i ruch lateralny (w bok),
- możliwość zmiany kół mecanum na klasyczne koła z oponami (możliwość poruszania się w trudnym terenie),
- mniejsze zużycie energii w stosunku to konstrukcji jednoosiowej (typu odwrócone wahadło – segway),
- wymienne pakiety baterii.



Rys. 5.12. Manewrowość urządzenia
Fig. 5.12. Device maneuverability



Rys. 5.13. Ergonomiczne cechy urządzenia
Fig. 5.13. Ergonomic features of the device

Opracowaną koncepcję urządzenia poddano ocenie kryterialnej na podstawie sformułowanych kryteriów. Ocena kryterialna pozwala dokonać wyboru najlepszego rozwiązania oraz umożliwia przygotowanie założeń do opracowania projektu i modelu prototypu. Opracowany wariant poddano ocenie kryterialnej na podstawie kluczowych kryteriów oceny:

1. Bezpieczeństwo (m.in. pasy zabezpieczające, podłokietniki, konstrukcja siedziska i podnóżka, sposób pionizacji, rodzaj zastosowanego systemu hamowania, system zabezpieczający przed wywróceniem).
2. Cena (koszt jednostkowy, koszt produkcji masowej, stosunek jakości komponentów do ceny).
3. Mobilność (układ jezdny, prześwit podwozia, promień skrętu, realizacja jazdy w każdym kierunku, kąt jazdy pod wzniesienie, zdolności terenowe).
4. Masa (zastosowanie materiałów lekkich spełniających założenia wytrzymałościowe).
5. Zasięg na jednym ładowaniu i czas ładowania.
6. Koszty eksploatacji (cena elementów eksploatacyjnych, częstotliwość przeglądów, koszty prac serwisowych).
7. Zakres pionizacji.
8. Stabilność konstrukcji w trybie pionizacji.
9. Zwartość konstrukcji (wymiary gabarytowe).
10. Niezawodność (trwałość i żywotność napędów/baterii, jakość materiałów).

Tabela 2

Wyznaczenie wag kryteriów

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	K10	Suma/ waga
K1	X	1	1	1	0,5	1	0,5	0,5	1	0,5	7
K2	0	X	0	0,5	0,5	0,5	0,5	0	1	0,5	3,5
K3	0	1	X	0,5	0,5	0	0,5	0	1	0	3,5
K4	0	0,5	0,5	X	0	0	0	0	0,5	0,5	2
K5	0,5	0,5	0,5	1	X	1	1	0	1	0,5	6
K6	0	0,5	1	1	0	X	0,5	0	1	0	4
K7	0,5	0,5	0,5	1	0	0,5	X	0,5	1	0,5	5
K8	0,5	1	1	1	1	1	0,5	X	1	0,5	7,5
K9	0	0	0	0,5	0	0	0	0	X	1	1,5
K10	0,5	0,5	1	0,5	0,5	1	0,5	0,5	0	X	5

Tabela 3

Ocena kryterialna koncepcji urządzenia

KRYTERIA	WAGA	OCENA		PUNKTY	
		W1	Id	W1	Id
Bezpieczeństwo	7	1	1	7	7
Cena	3,5	1	1	3,5	3,5
Mobilność	3,5	1	1	3,5	3,5
Masa	2	1	1	2	2
Zasięg na jednym ładowaniu i czas ładowania	6	0,7	1	4,2	6
Koszty eksploatacji	4	0,5	1	2	4
Zakres pionizacji	5	1	1	5	5
Stabilność konstrukcji w trybie pionizacji	7,5	1	1	7,5	7,5
Zwartość konstrukcji (wymiary gabarytowe)	1,5	1	1	1,5	1,5
Niezawodność	5	0,7	1	3,5	5
			SUMA	39,7	45

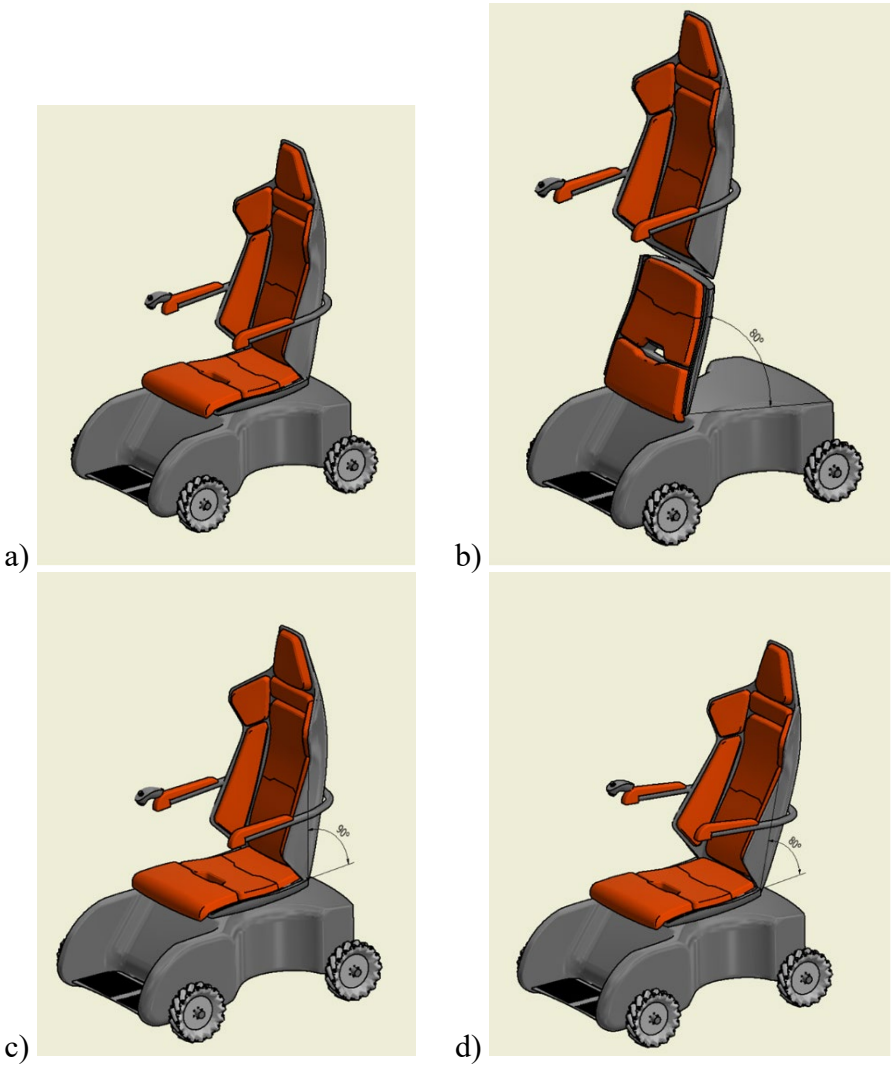
Legenda: bdb 1, db 0,7, dost 0,5, ndst 0,3, źle 0

Na postawie dobranych kryteriów i powyższej analizy wielokryterialnej ocena zaproponowanej koncepcji urządzenia (wariant W1) uzyskała bardzo dobry wynik. W porównaniu z rozwiązaniem idealnym – Id – ocena jest niewiele niższa (ok. 5 pkt), więc wariant ten został zakwalifikowany do dalszej analizy w kolejnym etapie projektowania. Dla wytypowanego wariantu został opracowany projekt – dokumentacja 3D urządzenia. Opracowany projekt urządzenia został sformułowany w oprogramowaniu CAD Inventor.

Podstawowe założenia i wymagania zostały uwzględnione w procesie projektowania urządzenia. Określono konstrukcję urządzenia, która cechuje się dużą funkcjonalnością oraz wieloma walorami aplikacyjnymi, dlatego przyjęto możliwość praktycznego jej zastosowania. Dobrano zakresy pionizacji (0-80 stopni), zakres regulacji oparcia (90-80 stopni). Do układu jezdnego dobrano koła omnikierunkowe CMA-20 o parametrach:

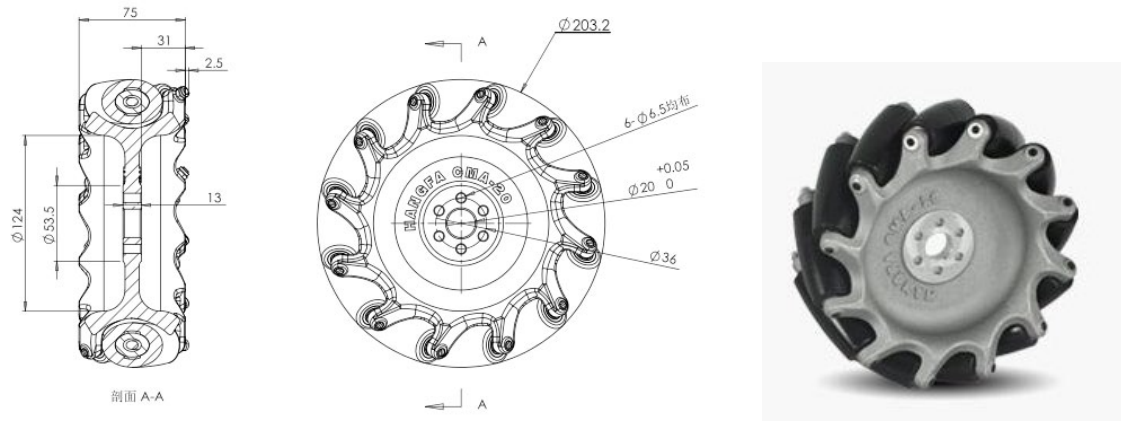
- średnica: 203,2 mm
- szerokość: 75 mm
- liczba rolek na obwodzie: 12
- typ rolek: poliuretanowe
- liczba łożysk: 48

- materiał huba: aluminium
- wielkość otworu: 20 mm
- mocowanie: M6*6
- masa: 3000 g
- nośność: 800 kg



Rys. 5.14. a) pozycja wyjściowa (brak pionizacji), b) pionizacja (kąt 80 stopni), c) kąt oparcia 90 stopni, d) kąt oparcia 80 stopni

Fig. 5.14. a) Initial position (no verticalization), b) verticalization (80-degree angle), c) backrest angle 90 degrees, d) backrest angle 80 degrees



Rys. 5.15. Koła CMA-20 [11]
Fig. 5.15. CMA-20 wheels [11]

Elementy układu napędowego, a w szczególności silniki, zostały dobrane ze względu na przyjęte/założone parametry pracy urządzenia, które przedstawiono w poniższej tabeli.

Tabela 4

Parametry pracy urządzenia

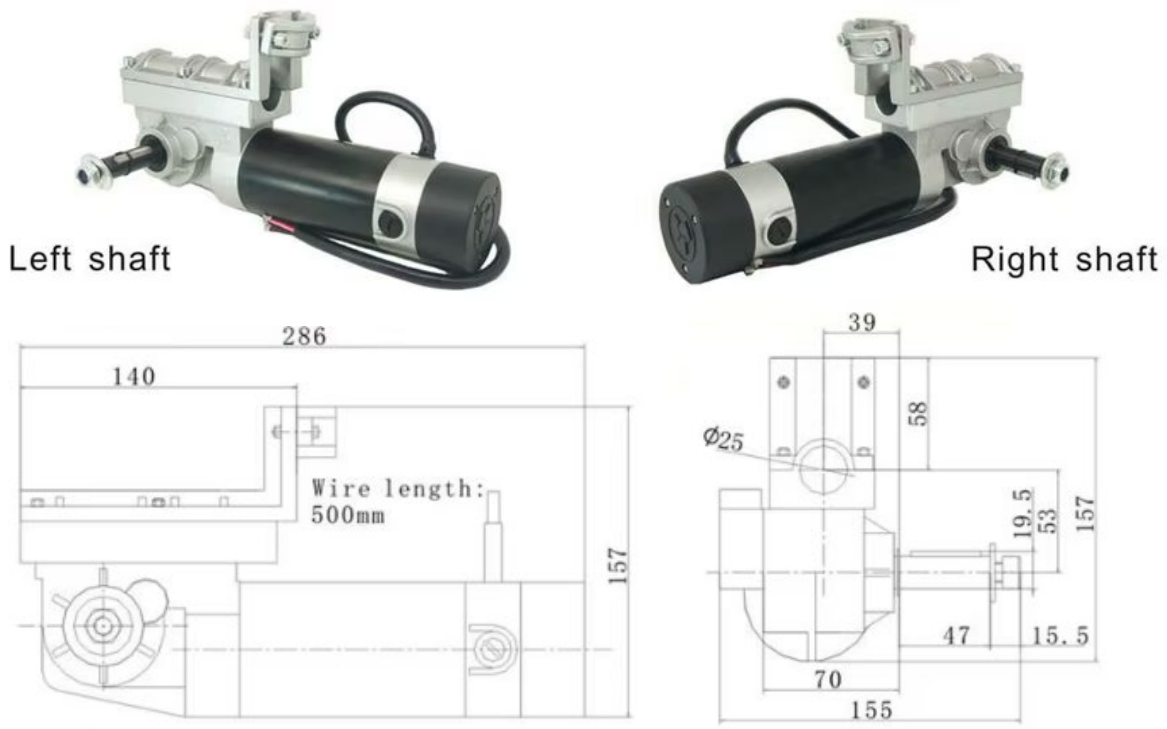
Parametr	Wartość
Prędkość obrotowa [obr./min]	130
Maksymalna prędkość liniowa (5 km/h) [m/s]	1,38
Maksymalna prędkość kątowa [rad/s]	13,60
Współczynnik tarcia ślizgowego	0,60
Współczynnik tarcia tocznego [m]	0,035
Obciążenie na oś (1/4 masy, bo 4 koła) [kg]	62,50
Promień koła [m]	0,10
Przyspieszenie ziemskie [m/s^2]	9,81
Siła nacisku [N]	613,15
Moment bezwładności [kg*m^2]	8,3317E-05

Tabela 5

Obliczone parametry silnika napędowego

Parametr	Wartość
Moment obrotowy [Nm]	21,46
Moc [W]	291,76

Na podstawie wyników obliczeń zestawionych w tabeli 2 został dobrany silnik o mocy 300 W wraz z przekładnią dającą prędkość na wyjściu równą 130 obr./min. Charakterystykę silnika wraz z jego parametrami przedstawiono poniżej.

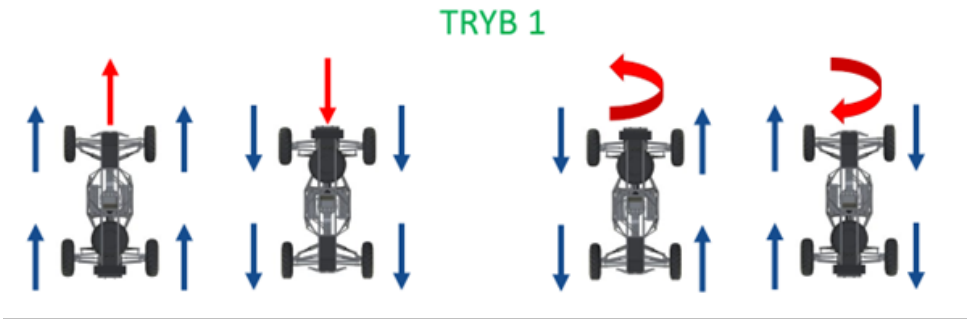


Rys. 5.16. Dobrany silnik napędowy [12]
Fig. 5.16. Selected drive motor [12]

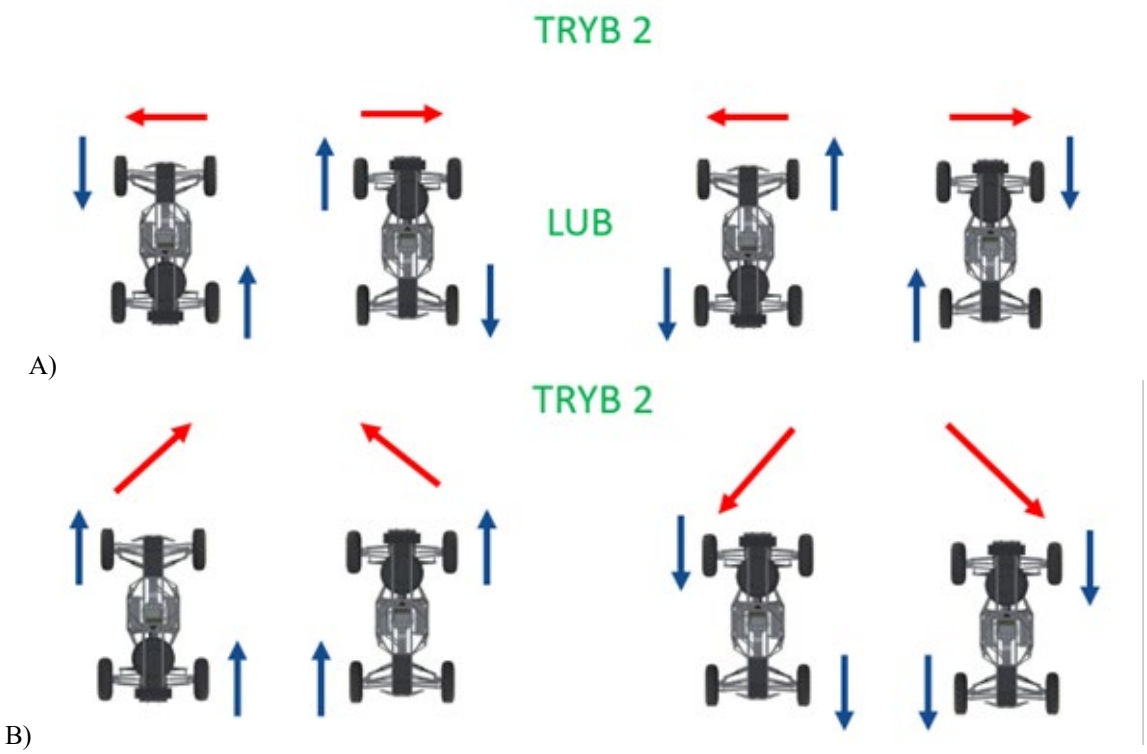
Sterowanie układem jezdnym (modułem transportowym) z kołami omnikierunkowymi zostało zrealizowane z trzech komponentów: regulatora obrotów kół, układu sterowania lokalnego oraz układu sterowania globalnego. Dla przyjętych założeń zaproponowano dwa warianty układu sterowania (zaprezentowane poniżej):

- tryb I – podstawowy, w zależności od ruchu kół omnikierunkowych (taki sam po obu stronach) pozwala na jazdę urządzenia do przodu, tyłu oraz obrotu w lewo lub prawo;
- tryb II – omni, wymaga kombinacji ruchu kół omnikierunkowych, daje możliwość sterowania każdego z kół niezależnie, co pozwala na jazdę urządzenia do boku w lewo lub prawo, a także po skosie w lewo lub prawo.

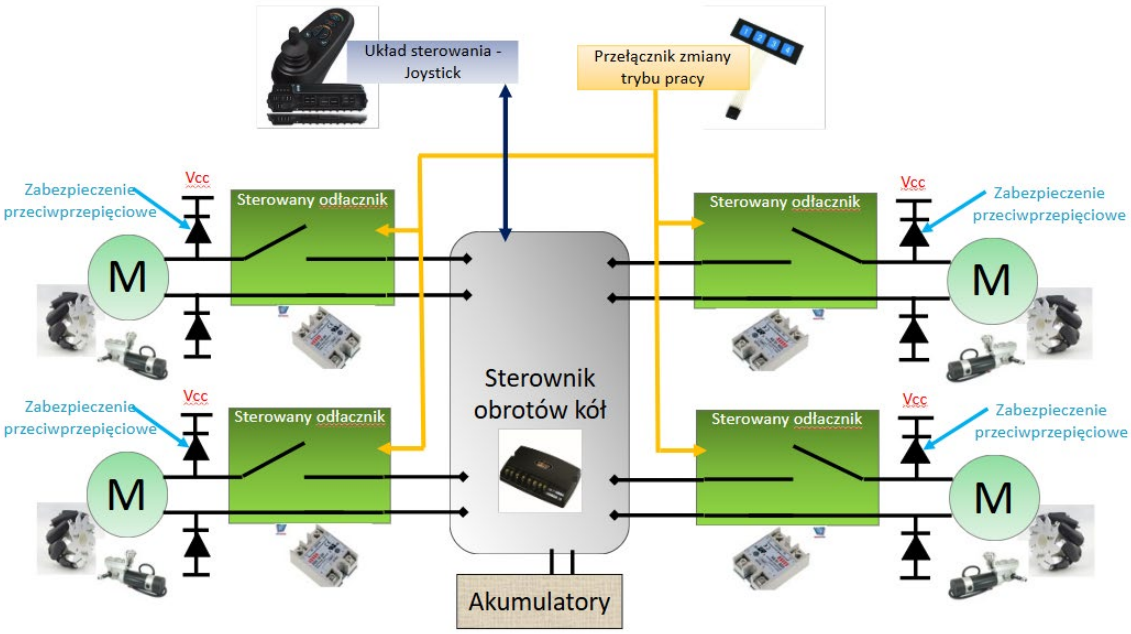
Schemat układu sterowania został zaprezentowany na poniższym rysunku.



Rys. 5.17. Tryb I układu sterowania
Fig. 5.17. Mode I of the control system



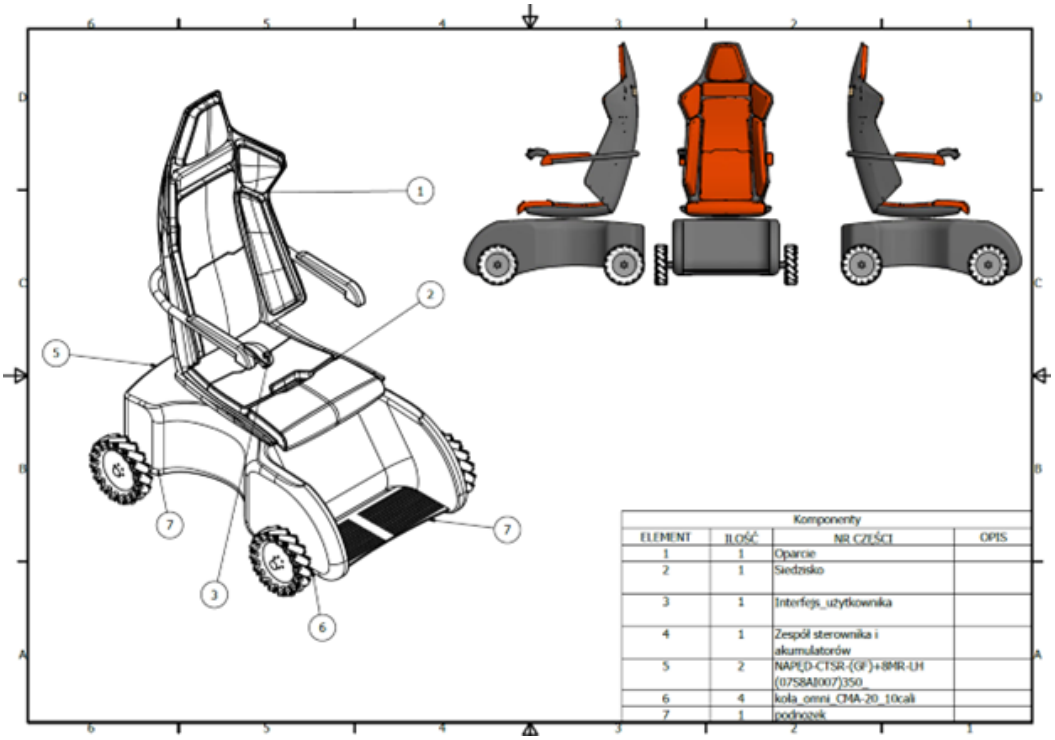
Rys. 5.18. Tryb II układu sterowania: A) opcja 1, B) opcja 2
Fig. 5.18. Control system Mode II: (A) option 1, (B) option 2



Rys. 5.19. Schemat układu sterowania
Fig. 5.19. Control system diagram

Projektowane urządzenie zbudowane jest z trzech głównych modułów. Poniżej przedstawiono rysunek złożeniowy wytypowanego wariantu. W skład budowy tego wariantu wchodzi:

- oparcie (1),
- siedzisko (2),
- interfejs użytkownika (panel sterujący, 3),
- zespół sterownika i akumulatorów (5),
- układ napędowy (5) z kołami omnikierunkowymi (6),
- podnóżek (7).

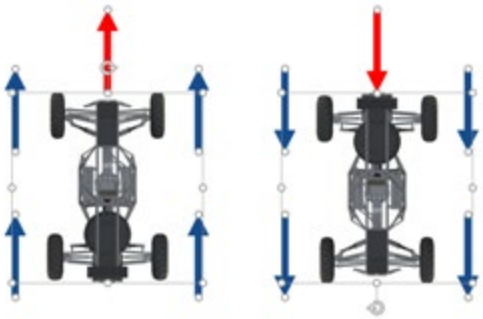


Rys. 5.20. Rysunek złożeniowy urządzenia
Fig. 5.20. Device assembly drawing

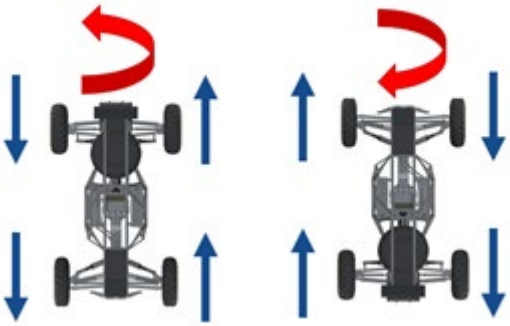
Rys. 5.21. Wizualizacja urządzenia
Fig. 5.21. Device visualization

W systemie sterowania założono wysterowanie części jezdnej na podstawie kół omnikierunkowych. Dodatkowo założono wysterowanie podnoszeniem siedziska do pozycji pionowej.

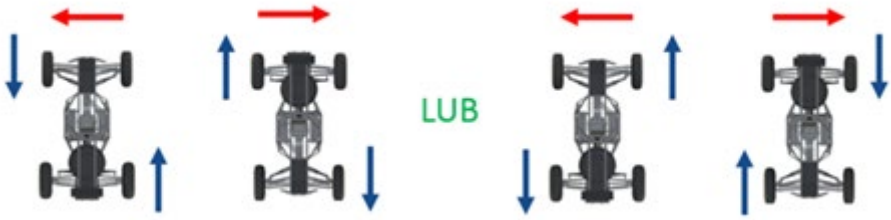
Ruch przód/tył



Obrót pojazdu w miejscu, w stronę lewą i stronę prawą

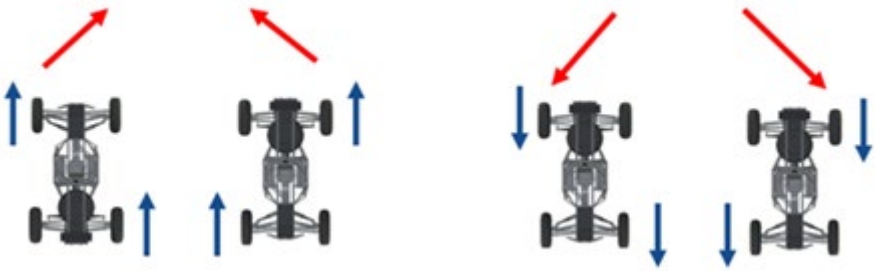


Ruch w stronę prawą/lewą



Wariant zależny jest od sposobu umocowania kół omnikierunkowych (pochyłu rolek)

Ruch po skosie



Rys. 5.22. Sterowanie urządzenia
Fig. 5.22. Device control system

Do sterowania z podnoszeniem siedziska przyjęto następujące założenia:

- ruch 2 siłowników załączanych systemem przekaźników,
- sprzężenie zwrotne dotyczące osiągnięcia pozycji krańcowych.

Wybrany wariant sterowania obejmował realizację wysterowania części jezdnej oraz podnoszenia siedziska na podstawie układów dołączanych do jednej magistrali sterowania. Sterowanie częścią jezdną składa się z trzech następujących podzespołów:

Regulator obrotów kół – układ ten jest złożonym sterownikiem obrotów kół, który będzie umiejscowiony przy każdym kole omnikierunkowym. Układ ten zapewniał sterowanie prędkością oraz kierunkiem obrotu kół. Dodatkowo umożliwił zasilanie kół i ładowanie baterii. Ważną cechą układu jest także ochrona pozostałych elementów elektronicznych przed niekorzystnymi przepięciami pochodzącymi z silnika prądu stałego.

Układ wysterowania lokalnego – jest to układ mikroprocesorowy, który znajdował się przy każdym regulatorze obrotów kół, a jego głównym zadaniem jest odbiór informacji z magistrali danych oraz na podstawie odebranej informacji wysterowanie regulatorem obrotów. Wysterowanie odbywało się przez zmianę rezystancji cyfrowej obwodów układu wyjściowego.

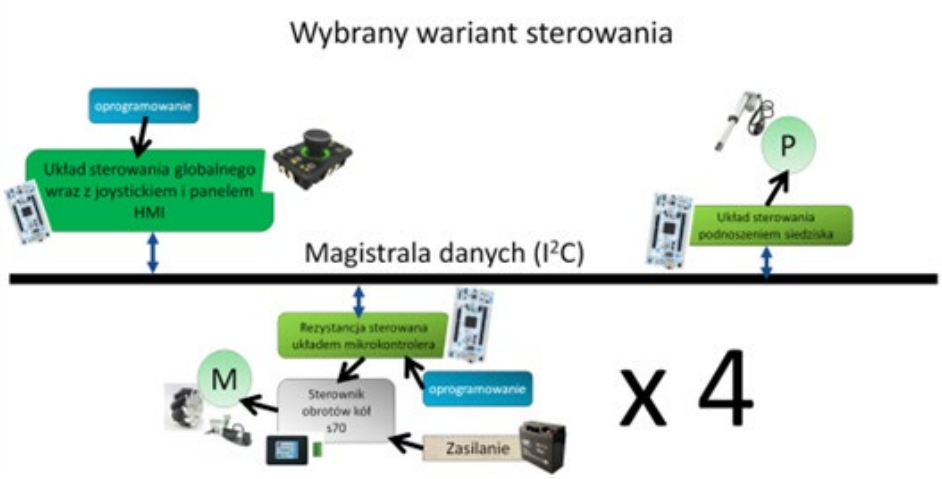
Układ sterowania globalnego – jest to mikroprocesorowy układ zarządzania magistralą i przesyłanymi danymi na podstawie stanu przycisków i stanu joysticka.

Sterowanie częścią podnoszenia siedziska składa się z następujących podzespołów:

Układ wysterowania lokalnego siedziska – obejmujący przyłączony do magistrali układ mikroprocesorowy, którego zadaniem jest odbiór danych z magistrali i odpowiednie wysterowanie podnośnikami. Układ odbiera informacje z układu sterowania globalnego.

Układ sterowania globalnego – jest to mikroprocesorowy układ zarządzania magistralą i przesyłanymi danymi na podstawie stanu przycisków i stanu joysticka.

Całość koncepcji sterowania zaprezentowano na poniższym schemacie.



Rys. 5.23. Schemat wybranego wariantu sterowania
Fig. 5.23. Diagram of the selected control variant

Efektem prac projektowych była dokumentacja projektowa w wersji elektronicznej, która zawiera modele komponentów i elementów zaprojektowanego urządzenia mechatronicznego z funkcją pionizacji dla osób niepełnosprawnych.

5.4. Opracowanie prototypu urządzenia

Końcowym etapem projektu było wprowadzenie zmian, które wyniknęły z przeprowadzonych badań i testów na wykonanym prototypie urządzenia (rys. 5.23). Zmiany te miały głównie zapewnić bezpieczną jego pracę oraz polepszyć właściwości użytkowe elementów zapewniających komfort podczas użytkowania. W ramach etapu prototypowania wprowadzono zmiany dla następujących części urządzenia: konstrukcji urządzenia oraz siedziska.

Rys. 5.24. Prototyp urządzenia
Fig. 5.24. Device prototyp

5.5. Podsumowanie

W ramach niniejszej pracy opisano proces projektowania i oceny urządzeń mobilnych z funkcją pionizacji, przeznaczonych dla osób z niepełnosprawnościami, w szczególności z tetraplegią. Urządzenia takie mają na celu rozwiązanie problemów pozamedycznych osób z tetraplegią, takich jak wykluczenie społeczne i ograniczona możliwość rehabilitacji w warunkach domowych. Opracowanie urządzenia łączącego funkcje jezdne i pionizacyjne pozwala na zwiększenie samodzielności użytkowników i zmniejszenie potrzeby pomocy ze strony otoczenia. Przeprowadzony przegląd istniejących rozwiązań dostępnych na rynku oraz analiza ich funkcjonalności umożliwiła wytypowanie cech, w tym mobilności, personalizacji i integracji z technologiami wspomagającymi, które powinny mieć tego typu urządzenia. Na tej podstawie opracowany wariant urządzenia uwzględnia nowoczesne trendy techniczne, takie jak koła omnikierunkowe, ergonomiczny system sterowania joystickiem oraz funkcje umożliwiające monitorowanie parametrów urządzenia. Przy jego projektowaniu skupiono się na najważniejszych aspektach, jak bezpieczeństwo, mobilność, koszty eksploatacji, zakres pionizacji oraz niezawodność konstrukcji. Wielokryterialna ocena zaproponowanego wariantu pozwoliła ujawnić słabe i mocne strony tego rozwiązania i dała możliwości jego udoskonalenia przy tworzeniu dokumentacji 3D. W efekcie opracowano koncepcję urządzenia o wysokiej funkcjonalności, które spełnia założenia techniczne i praktyczne, zapewniając użytkownikom większą mobilność i komfort codziennego życia.

Podziękowania

Praca powstała na podstawie projektu pn. „Mobilne mechatroniczne urządzenie z funkcją pionizacji dla osób niepełnosprawnych”, realizowanego ze wsparciem funduszy Unii Europejskiej w ramach Działania 1.2 Badania, rozwój i innowacje w przedsiębiorstwach Regionalnego Programu Operacyjnego Województwa Śląskiego na lata 2014-2020, współfinansowanego ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego.

Bibliografia

1. https://www.latribune.fr/technos-medias/innovation-et-start-up/ces-2019-gyrolift-le-fauteuil-qui-permet-de-se-deplacer-autant-assis-que-debout-802867.html, [dostęp: 10.11.2024].
2. https://livingspinal.com/products/the-tek-rmd-by-matia-robotics.html, [dostęp: 10.11.2024].
3. https://jaysmobility.com/shop/stair-climbing-wheelchair/scewo-bro-stair-climbing-wheelchair/, [dostęp: 10.11.2024].
4. https://cwipolska.pl/produkt/inteligentny-wozek-elektryczny-ibot/, [dostęp: 10.11.2024].
5. https://levousa.com/products/c3/, [dostęp: 10.11.2024].
6. https://www.motionwheels.ch/wheelchair-genny-mobility-on-the-base-of-segway.html, [dostęp: 10.11.2024].
7. https://riomobility.com/products/edragonfly, [dostęp: 10.11.2024].
8. 8. https://bpmobility.com/en/whill-model-ci, [dostęp: 10.11.2024].
9. https://www.otnetwork.ie/d09-foldachair/, [dostęp 10.11.2024].
10. https://www.abmedicalortopedia.it/pl/produkt/ekstremalne-x8/, [dostęp: 10.11.2024].
11. https://www.hangfa-europe.com/en/mecanum-wheels/, [dostęp: 10.11.2024].
12. https://dakemotor.en.alibaba.com/, [dostęp: 10.11.2024].

Mariusz SOBIECH[1,2], Andrzej MICHNIK[1,2], Aleksander SOBOTNICKI[2], Wojciech WOLAŃSKI[1]

6. PROJEKTOWANIE STRUKTURY MECHANICZNEJ EGZOSZKIELETU KOŃCZYNY GÓRNEJ

6.1. Wstęp

Niezmiennie od wielu lat na świecie rośnie zapotrzebowanie na rehabilitację, w związku z czym w maju 2023 roku Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) zdecydowała się wezwać kraje członkowskie do udoskonalenia i rozpowszechnienia dostępu do zakresu metod rehabilitacyjnych, mających na celu wsparcie optymalnego funkcjonowania i podtrzymywania zdrowia człowieka. Szczególnie w trakcie pandemii COVID-19 odnotowano znaczący wzrost zapotrzebowania [30, 31].

Brak sprawności nawet jednej z kończyn górnych negatywnie wpływa na wykonywanie codziennych czynności, np. podstawowej higieny osobistej, co wykazano w najnowszych badaniach. Dzięki rehabilitacji po przebytych urazach, chorobach przewlekłych czy operacjach można przywrócić pacjentom możliwie najlepszą sprawność fizyczną, jak również psychiczną, a następnie utrzymać ją w tym stanie przez jak najdłuższy czas. Równoznaczne jest to z poprawą jakości życia, odzyskaniem samodzielności i ewentualnym zminimalizowaniem skutków niepełnosprawności [9, 11].

Standardowy proces rehabilitacyjny jest czasochłonny i wymaga intensywnej interakcji między terapeutą a pacjentem, co wiąże się z dużym nakładem pracy obu stron. W odpowiedzi na rosnące zapotrzebowanie zaczęły rozwijać się innowacyjne technologie rehabilitacyjne, w tym roboty wspomagające rehabilitację. Technologie te nie tylko oferują lepszy dostęp do opieki medycznej, lecz także umożliwiają bardziej efektywne i precyzyjne przeprowadzanie terapii. Zastosowanie robotów w rehabilitacji

[1] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice
[2] Sieć Badawcza Łukasiewicz – Krakowski Instytut Technologiczny, Centrum Inżynierii Biomedycznej, Zabrze

daje możliwość pełnej kontroli, powtarzalności oraz zwiększa bezpieczeństwo i efektywność terapii, a jednocześnie odciąża personel medyczny [13, 14, 22, 29, 31].

Roboty rehabilitacyjne mogłyby zostać wykorzystane w szczególności u pacjentów:

- z rdzeniowym zanikiem mięśni,
- ze stwardnieniem rozsianym,
- z dziecięcym porażeniem mózgowym,
- z chorobami zwyrodnieniowymi stawów kończyn górnych,
- z chorobą Parkinsona,
- z zespołem Guillaina-Barrego.

Rehabilitacja, jak definiuje to Światowa Organizacja Zdrowia (WHO), obejmuje zestaw działań mających na celu wspieranie osób w osiąganiu i utrzymaniu optymalnego funkcjonowania [30]. Kluczowym aspektem rehabilitacji jest indywidualne podejście do potrzeb pacjenta, które pozwala na zaplanowanie skutecznego procesu terapeutycznego przy minimalnym wysiłku i minimalnych kosztach. Wspieranie procesu rehabilitacji przez nowoczesne technologie, w tym roboty rehabilitacyjne, staje się niezbędne w obliczu starzejącego się społeczeństwa. Użycie robotów pozwala na poprawę dostępności do rehabilitacji, a także zwiększa efektywność i precyzję terapii, dzięki której pacjenci mogą osiągnąć lepsze wyniki przy mniejszym zaangażowaniu personelu medycznego [13].

Rosnąca liczba osób starszych oraz osób z niepełnosprawnościami sprawia, że zapotrzebowanie na rehabilitację jest coraz większe. Według WHO na świecie żyje obecnie około 1,3 miliarda osób z niepełnosprawnościami, a do 2050 roku liczba osób starszych, które będą wymagały opieki, może wzrosnąć do 2,1 miliarda [27, 29]. Z uwagi na ograniczone zasoby finansowe oraz brak wystarczającej liczby terapeutów roboty rehabilitacyjne mogą stanowić rozwiązanie, które pozwala na obniżenie kosztów i jednocześnie zwiększa dostępność wysokiej jakości terapii dla szerszej grupy pacjentów.

6.2. Roboty i urządzenia rehabilitacyjne kończyny górnej

Zagadnienie manipulatorów rehabilitacyjnych zaczęło się pojawiać w latach sześćdziesiątych XX wieku, kiedy to powstały pierwsze roboty będące prekursorami rozwoju w tej dziedzinie [5]. Początkowo projektowanie tych urządzeń koncentrowało się głównie na zastępowaniu utraconych funkcji ruchowych pacjentów z niepełno-

sprawnością ruchową. Jednakże w ciągu ostatnich dwóch dekad nastąpił istotny rozwój tej technologii, co jest widoczne w rosnącej liczbie publikacji naukowych poświęconych zastosowaniom robotów w fizjoterapii. Współczesne badania koncentrują się na coraz szerszym wykorzystaniu robotów rehabilitacyjnych nie tylko do przywracania utraconych funkcji, lecz także do wspierania bardziej złożonych procesów terapeutycznych.

Na rozwój rynku urządzeń rehabilitacyjnych bezpośrednio wpływa zapotrzebowanie na efektywne i nowoczesne formy leczenia pacjentów. Obecnie na świecie istnieje wiele firm i instytucji zajmujących się zagadnieniem zaawansowanych technologii w robotyce rehabilitacyjnej. Urządzenia te, często wyposażone w systemy wspierane sztuczną inteligencją bądź zintegrowane z wirtualną rzeczywistością, są już wykorzystywane w nowoczesnych klinikach rehabilitacyjnych. Za rozwój robotyki medycznej odpowiadają nie tylko instytucje rządowe czy unijne, lecz także prywatni inwestorzy, np. firmy technologiczne i farmaceutyczne. Wiele firm i jednostek badawczych prowadzi pracę nad zaprojektowaniem robota rehabilitacyjnego będącego w stanie zapewnić wsparcie oraz usprawnić zarówno diagnostykę, jak i terapię.

Zastosowanie robotów w procesach rehabilitacyjnych wpływa na znaczący spadek kosztów rehabilitacji zarówno dla pacjenta, jak i personelu medycznego. Współczesne społeczeństwo, dążąc do minimalizacji kosztów i pracy przy jednoczesnym maksymalizowaniu efektów, coraz częściej wykorzystuje technologie wspomagające również procesy terapeutyczne [7]. Pojawienie się robotów pozwala personelowi medycznemu skupić się na innych zadaniach lub równocześnie obsługiwać wiele urządzeń zrobotyzowanych, co znacząco obniża koszty osobowe [17].

Istotnym aspektem wykorzystania robotów w terapii jest możliwość prowadzenia pomiarów ilościowych, co wspiera obserwację i ocenę postępów rehabilitacji pacjenta. Dzięki temu proces terapeutyczny staje się bardziej precyzyjny i efektywny. Dodatkowo wiele firm oraz jednostek badawczych rozwija technologie robotyczne, które nie tylko wspierają diagnostykę, lecz także wspomagają ruchy pacjentów w różnym stopniu. Dzięki zastosowaniu różnorodnych systemów sterowania urządzenia te mogą być precyzyjnie dostosowywane do specyficznych potrzeb wynikających z określonych schorzeń [25, 27].

6.2.1. Pojęcie egzoszkieletu

Egzoszkielet to urządzenie mocowane na zewnątrz ciała użytkownika, zaprojektowane w celu zwiększenia siły mięśni, wspierania procesu rehabilitacji lub sterowania obiektami rzeczywistymi bądź wirtualnymi z zastosowaniem sprzężenia

zwrotnego. Kluczowe jest zapewnienie, aby urządzenie było projektowane z uwzględnieniem bezpieczeństwa użytkowników, co minimalizuje ryzyko wystąpienia niekontrolowanych ruchów mogących uszkodzić urządzenie lub wyrządzić krzywdę pacjentowi. Egzoszkielety można klasyfikować na wiele sposobów w zależności od przyjętych kryteriów, do których należą [1, 2, 8]:

- dedykowany segment kończyny górnej: robot egzoszkieletowy ręki, przedramienia, ramienia lub robot egzoszkieletowy łączący te segmenty,
- zakładana liczba stopni swobody,
- wykorzystane elementy wykonawcze: silniki elektryczne, sztuczne mięsnie pneumatyczne, siłowniki hydrauliczne,
- sposób przenoszenia mocy: napęd przekładniowy, napęd cięgnowy, mechanizm połączeniowy,
- zastosowanie: rehabilitacyjne, wspomagające specjalnego zastosowania.

Analizując obecny stan techniki urządzeń wykorzystywanych do rehabilitacji całej kończyny górnej, można zauważyć, że istnieje wiele rozwiązań o różnych funkcjonalnościach, jednak z istotnymi ograniczeniami. Znaczną część tych rozwiązań stanowią projekty koncepcyjne, tworzone bez uwzględnienia wymagań stawianych wyrobom medycznym. Brak spełnienia takich wymagań uniemożliwia zastosowanie urządzeń w rzeczywistych warunkach terapeutycznych.

Warto zauważyć, że wiele z tych urządzeń powstało kilka lat temu, a w międzyczasie nastąpił ogromny postęp technologiczny, obejmujący między innymi miniaturyzację oraz zwiększenie efektywności komponentów. W rezultacie technologie wykorzystane w budowie tych urządzeń można uznać za przestarzałe. Obecnie, dzięki łatwiejszemu dostępowi do nowoczesnych podzespołów i możliwości ich integracji, projektowane urządzenia mogą być wydajniejsze, lżejsze, mniejsze i lepiej dostosowane do współczesnych potrzeb rehabilitacyjnych niż rozwiązania dostępne na rynku od lat.

Szeroki zakres ruchów wykonywanych przez kończynę górną wynika z jej skomplikowanej budowy i obecności wielu stawów. Istniejące rozwiązania zazwyczaj oferują od trzech do siedmiu aktywnych stopni swobody, co uniemożliwia pełne odtworzenie złożonych ruchów tej kończyny. W rezultacie proces rehabilitacji bywa ograniczony do wybranych zakresów, gdzie zmniejszona liczba stopni swobody jest wystarczająca.

Odpowiednio dobrany łańcuch kinematyczny egzoszkieletu pozwala na lepsze dopasowanie urządzenia do anatomii kończyny górnej, co wpływa na komfort użytkownika i efektywność rehabilitacji. Jednak z uwagi na ograniczenia techniczne trudno zaprojektować w pełni uniwersalne urządzenie. Dostępne rozwiązania zwykle

dotyczą jednej kończyny. W przypadku konstrukcji obejmujących obie kończyny często nie prowadzi się aktywnej rehabilitacji obu jednocześnie. Zdarza się, że zdrowa kończyna jest wykorzystywana do sterowania ruchem, który następnie przenoszony jest przez robota na kończynę rehabilitowaną.

Tego rodzaju ograniczenia prowadzą do konieczności poszukiwania bardziej wszechstronnych rozwiązań. Jednym z potencjalnych kierunków rozwoju mogłoby być stworzenie urządzenia wyposażonego w jedno ramię, które dzięki odpowiedniej rekonfiguracji mogłoby współpracować z dowolną kończyną – prawą lub lewą. Takie podejście pozwoliłoby uprościć konstrukcję urządzenia, co mogłoby przełożyć się na zmniejszenie kosztów jego produkcji i utrzymania. Jednocześnie zwiększyłaby się uniwersalność sprzętu, umożliwiając jego szersze zastosowanie w rehabilitacji i lepsze dostosowanie do indywidualnych potrzeb pacjentów. Dzięki temu jedno urządzenie mogłoby z powodzeniem zastąpić bardziej wyspecjalizowane rozwiązania, zachowując wysoką efektywność w procesie terapeutycznym.

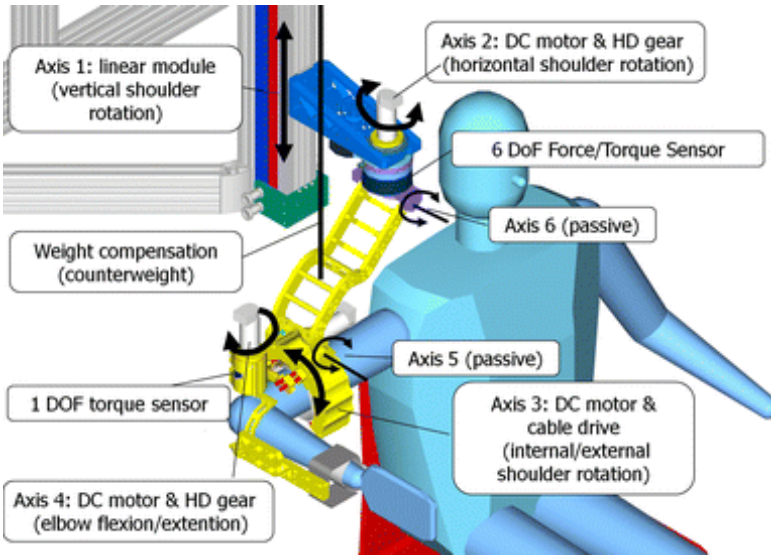
6.2.2. Rozwiązania studyjne/koncepcyjne

Ograniczenie normami i wymaganiami prawnymi powoduje, że często powstające urządzenia robotów medycznych pozostają w większości na etapie studyjnym. Jednak ich nieustanny rozwój stanowi fundament postępu procesu badań nad rehabilitacją, umożliwiając rozwijanie nowoczesnych technologii i metod. Rozwiązania studyjne obejmują często zaawansowane systemy monitorujące czy analizatory ruchu. W dalszej części omówiono wybrane przykłady koncepcyjnych rozwiązań opracowanych przez jednostki krajowe i zagraniczne.

ARMin

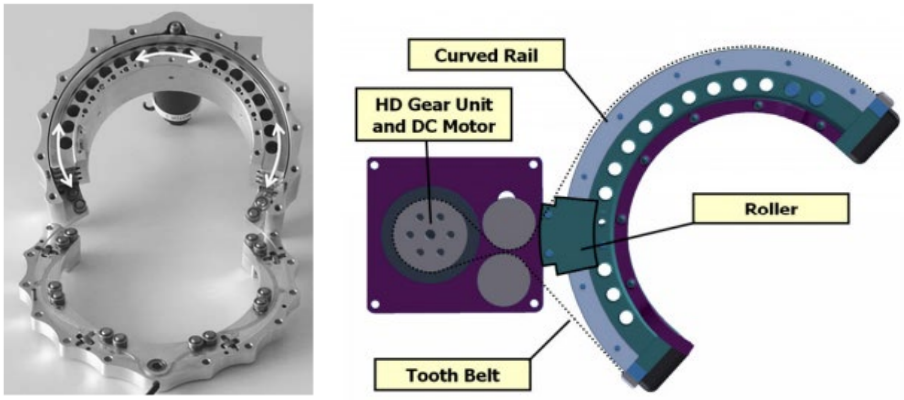
W 2007 roku urządzenie do wielopłaszczyznowej rehabilitacji kończyny górnej – ARMin – zostało opracowane na uniwersytecie w Zurychu, przy współpracy z firmą Hocoma oraz lekarzami terapeutami z zuryskiej kliniki [16, 17]. Zadaniem robota było wsparcie wykonywania prostych czynności życia codziennego, czyli treningu ADL. Początkowo urządzenie charakteryzowało się sześcioma stopniami swobody, z których cztery były napędzane, natomiast dwa pozostałe były pasywne [15]. W kolejnej wersji (ARMin II) pasywne stopnie swobody zastąpiono aktywnymi, umożliwiając ruch przedramienia oraz nadgarstka. Z kolei następna wersja – ARMin III – stała się podstawą do powstania urządzenia skomercjalizowanego przez firmę Hocoma jako

urządzenie Armeo®Power, którego struktura mechaniczna została zaprezentowana na poniższym rysunku.



Rys. 6.1. Struktura mechaniczna robota ARMin [17]
Fig. 6.1. Mechanical structure of the ARMin robot [17]

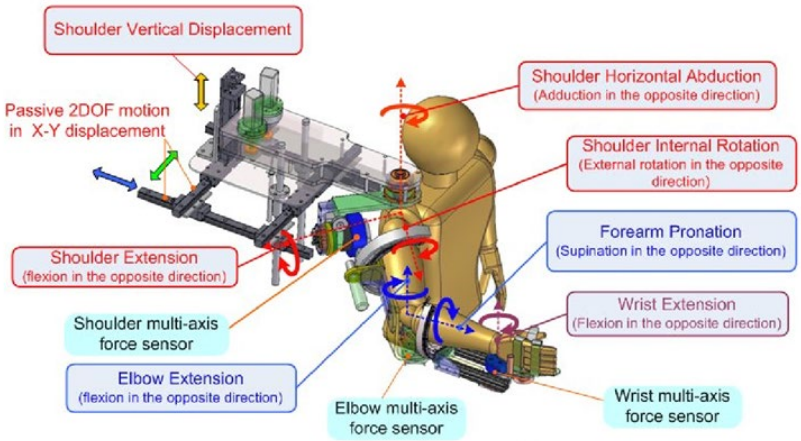
Urządzenie napędzane jest silnikami prądu stałego z grafitowymi szczotkami, połączonymi z przekładniami harmonicznymi. Rotacja wewnętrzna i zewnętrzna barku realizowana jest za pomocą modułu obrotowego, zbudowanego z dwóch półcylindrów. Wewnętrzny element porusza się na 32 łożyskach kulkowych zamontowanych w zewnętrznym elemencie. Napęd stanowią linki stalowe przymocowane do końców wewnętrznego półcylindra, które przenoszą ruch przez wał napędowy silnika [15]. Tego rodzaju prowadnice umożliwiają przenoszenie obciążeń w kilku stopniach swobody i zapewniają ruch kołowy o minimalnym tarciu. Szczegółowy model przekładni i mechanizmu działania przedstawiono na rysunku poniżej. Dodatkową zaletą urządzenia ARMin jest możliwość dostosowania do różnych rozmiarów i długości kończyn górnych pacjentów dzięki regulacji długości poszczególnych segmentów egzoszkieletu [15].



Rys. 6.2. Moduł obrotowy ramienia do wewnętrznego/zewnętrznego obrotu barku [6]. Silnik prądu stałego napędzający przekładnię Harmonic Drive z podłączonym wałem wyjściowym
Fig. 6.2. Rotational arm module for internal/external shoulder rotation [6]. DC motor driving a Harmonic Drive gearbox with a connected output shaft

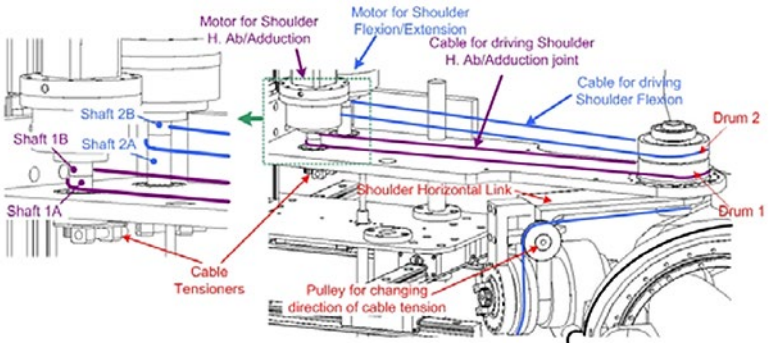
IntelliArm

Projekt IntelliArm, opracowany w 2007 roku w USA, bazuje na urządzeniu MIT-Manus, stworzonym w Instytucie Technologii w Bostonie w 1997 roku [20]. Urządzenie przeznaczone jest do rehabilitacji kończyny górnej pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi. Projekt ma siedem aktywnych stopni swobody: cztery w stawie barkowym (odpowiadają za odwodzenie/przywodzenie, zgięcie/wyprost, rotację wewnętrzną/zewnętrzną oraz ruch wertykalny stawu barkowego), dwa stopnie swobody w stawie łokciowym i jeden stopień w nadgarstku. Dodatkowo urządzenie ma dwa pasywne stopnie swobody, dzięki którym istnieje możliwość tylnego/przedniego oraz przyśrodkowego i bocznego przemieszczenia stawu ramiennego. Na egzoszkielecie zamontowane zostały trzy wieloosiowe czujniki siły przy każdym ze stawów.



Rys. 6.3. Rozmieszczenie stopni swobody w urządzeniu IntelliArm [20]
Fig. 6.3. Distribution of degrees of freedom in the IntelliArm device [20]

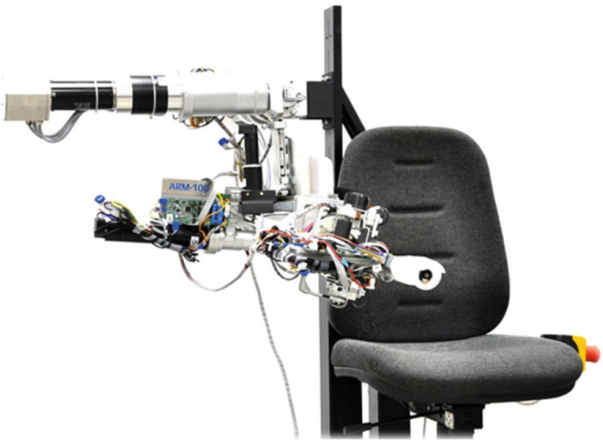
W konstrukcji urządzenia zastosowano ciekawe mechanizmy oparte na systemach cięgnowych. Do napędzenia urządzenia w stawie barkowym wykorzystano dwa silniki, które przez odpowiednie cięgna przechodzące przez wały oraz bębny pozwoliły zrealizować zgięcie i prostowanie ramienia oraz jego ruch w płaszczyźnie poprzecznej. System cięgnowy wykorzystano także w mechanizmie rotacji wewnętrznej i zewnętrznej ramienia oraz w mechanizmie ruchu nadgarstka, gdzie dodatkowo przy wykorzystaniu układu zębatkowego możliwe było przestawienie osi napędowej o 900 [20].



Rys. 6.4. Mechanizm napędzania stawu barkowego wykorzystujący system cięgien [20]
Fig. 6.4. Shoulder joint drive mechanism utilizing a cable system [20]

ARM-100

Wśród polskich projektów warto wymienić urządzenie ARM-100, które powstało w latach 2007-2009 w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu. Przy projekcie współpracowały również Górnośląskie Centrum Rehabilitacji „Repty" oraz Politechnika Śląska. Zadaniem urządzenia była wielopłaszczyznowa rehabilitacja kończyny górnej. Ma ono siedem stopni swobody, które wyposażone zostały w silniki prądu stałego firmy Maxon Motor. Zastosowano głównie przekładnie planetarne; wyjątek stanowią dwa napędy, w których umieszczono przekładnie zębate walcowe [12]. Egzoszkielet umożliwia rehabilitację całej kończyny, zarówno w stawie barkowym, jak i w stawach łokciowym oraz nadgarstkowym. Sesja treningowa z robotem ARM-100 składa się z dwóch etapów: treningu, w trakcie którego robot jest „uczony" ruchu rehabilitacyjnego (system komputerowy rejestruje zmiany położenia ramienia robota w trakcie wykonywania zadanego ruchu), oraz odtwarzania zapamiętanego modelu ruchu z określoną prędkością i liczbą powtórzeń. Urządzenie może również służyć do aktywnej rehabilitacji z oporem. Obecnie trwają prace nad rozwojem nowej wersji urządzenia, a doświadczenia z jego projektowania stały się podstawą do napisania niniejszego artykułu.



Rys. 6.5. Robot rehabilitacyjny ARM-100 (źródła własne Łukasiewicz-KIT)
Fig. 6.5. ARM-100 rehabilitation robot (own sources, Łukasiewicz-KIT)

HARMONY

W 2011 roku na Uniwersytecie w Teksasie rozpoczęto prace nad urządzeniem Harmony. Był to pierwszy robot rehabilitacyjny umożliwiający jednocześnie rehabilitację obu kończyn [10]. Urządzenie wyposażone jest w 14 aktywnych stopni swobody (po 7 na każde z ramion), wyposażonych w napędy elastyczne typu SEA (Series Elastic Actuator), składające się z bezszczotkowych silników prądu stałego firmy Maxon Motor (EC flat) połączonych z przekładniami falowymi firmy Harmonic Drive. Dodatkowo zamontowane zostały cztery wieloosiowe czujniki siły i momentu obrotowego. Dostosowanie urządzenia do konkretnego pacjenta możliwe jest dzięki zmianie długości poszczególnych członów. Zastosowany mechanizm, umożliwiający dostosowanie położenia osi obrotów egzoszkieletu przy stawie barkowym do translacyjnych ruchów w tym stawie, pozwala zapewnić zgodność kinematyczną między ciałem pacjenta a egzoszkieletem. Takie rozwiązanie jest rzadko spotykane w innych urządzeniach rehabilitacyjnych [19].

Rys. 6.6. Dwuramienny egzoszkielet Harmony [10]
Fig. 6.6. Dual-arm exoskeleton Harmony [10]

Przedstawione rozwiązania stanowią jedynie przykłady opracowanych koncepcji urządzeń do rehabilitacji kończyny górnej. Na świecie istnieje wiele innych propozycji, które zostały szerzej omówione w literaturze, w tym między innymi w publikacji [25], na podstawie której opisano rozwiązania zawarte w niniejszym artykule.

6.2.3. Rozwiązania komercyjne

Komercjalizacja robotów medycznych jest ściśle regulowana normami i wymaganiami prawnymi. Dla urządzeń zaklasyfikowanych jako wyroby medyczne w Unii Europejskiej obowiązuje Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745 (MDR), które ma na celu zapewnienie wysokiego poziomu ochrony zdrowia publicznego oraz wysokiej jakości wyrobów medycznych dostępnych na rynku. Producent musi również wdrożyć system zarządzania jakością wyrobów medycznych, który ma być zgodny z normą ISO 13485, oraz przejść certyfikację przed wprowadzeniem wyrobu na rynek.

Proces wprowadzenia robota medycznego wiąże się z wysokimi kosztami produkcji (od kilkudziesięciu do kilkuset tysięcy euro) oraz dodatkowymi wydatkami na szkolenia, wsparcie serwisowe i licencje. W efekcie na rynku dostępnych jest niewiele komercyjnych rozwiązań, a wiele obiecujących prototypów pozostaje na etapie badań. Niemniej jednak ich rozwój ma istotny wpływ na postęp w rehabilitacji i leczeniu zaburzeń motorycznych, dostarczając cennych danych do tworzenia nowych technologii.

ARMEO®

Na podstawie wcześniej wspomnianego projektu ARMin (III) firma Hocoma opracowała w 2011 roku w Szwajcarii rozwiązanie służące poprawie sprawności kończyny górnej. Skomercjalizowane urządzenie do rehabilitacji otrzymało nazwę Armeo®Power i obecnie uznawane jest za urządzenie referencyjne tego typu. Robot przeznaczony jest dla pacjentów, którzy utracili całkowicie funkcjonalność lub mają znacznie ograniczoną funkcjonalność kończyny górnej spowodowaną problemami neurologicznymi lub urazami układu nerwowego. W danych technicznych udostępnionych na stronie producenta zamieszczona jest informacja o sześciu stopniach swobody, z których każdy wyposażony jest w niezależny silnik i dwa czujniki siły [28]. Urządzenie zapewnia realizację ruchów w zakresach zgodnych z przedstawioną tabelą.

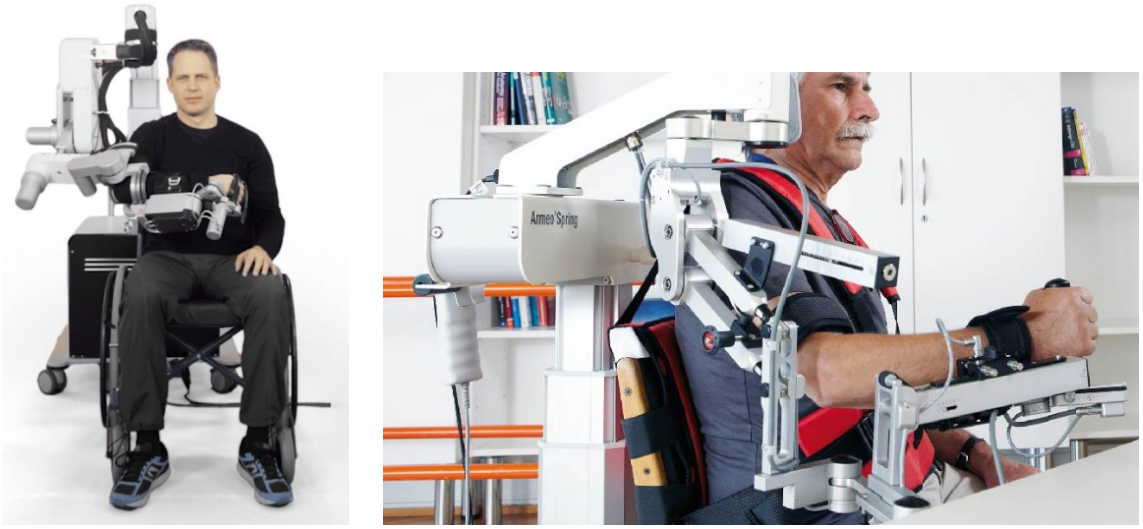
Tabela 1

Zakres ruchów przestrzennych urządzenia Armeo®Power (wersja 1.0) [28]

Rodzaj ruchu	**Zakres**
przywodzenie/odwodzenie w stawie ramiennym	od –169° do +50°
zginanie/prostowanie w stawie ramiennym	od +40° do +120°
wewnętrzna/zewnętrzna rotacja w stawie ramiennym	od 0° do 90°
zginanie/prostowanie w stawie łokciowym	od 0° do 100°
pronacja/supinacja przedramienia	od –60° do 60°
zginanie/prostowanie nadgarstka	od –60° do 60°

Armeo®Power ma możliwość adaptowalności do pacjenta dzięki regulacji wysokości kolumny oraz długości części ramiennej i przedramiennej egzoszkieletu. Koszty zakupu robota są dość wysokie, w roku 2013 wynosiły ok. 250 000 euro [27].

Firma Hocoma oferuje również urządzenie Armeo®Spring, które stanowi komercyjną replikę urządzenia T-WREX, opracowanego w USA w 2004 roku [6]. Robot wyposażony jest w pięć stopni swobody: trzy w stawie ramiennym oraz po jednym w stawie łokciowym i nadgarstkowym. Armeo®Spring jest rozwiązaniem pasywnym, czyli pozbawionym napędów, stosowanym głównie do rehabilitacji całej kończyny górnej. W jego konstrukcji wykorzystano sprężyny, których zadaniem jest podtrzymanie ciężaru ramienia i umożliwienie naturalnych ruchów w przestrzeni 3D, zapewniając szeroki zakres ruchów. Firma Hocoma zaprojektowała również urządzenie Armeo®Spring Pediatric przeznaczone dla dzieci w wieku 4 – 12 lat, wymagających rehabilitacji kończyny górnej. Koszt urządzenia Armeo®Spring sięgał w roku 2013 kwoty ok. 40 000 euro [27].



Rys. 6.7. Urządzenia Armeo®Power (po lewej) oraz Armeo®Spring (po prawej) [28]
Fig. 6.7. Armeo®Power (left) and Armeo®Spring (right) rehabilitation devices [28]

ALEx®

Urządzenie ALEx® (Arm Light Exoskeleton) jest zaawansowanym robotem rehabilitacyjnym, zaprojektowanym z myślą o wspieraniu terapii pacjentów z zaburzeniami motoryki kończyn górnych. Zostało opracowane w 2013 roku przez włoskie laboratorium PERCRO Lab przy współpracy z firmą Kinetek. ALEx® jest innowacyjnym egzoszkieletem przeznaczonym do treningów wielopłaszczyznowych, co oznacza, że umożliwia ćwiczenia w różnych kierunkach i zakresach ruchu, dostosowując się do indywidualnych potrzeb pacjentów.

Rys. 6.8. Urządzenie rehabilitacyjne ALEx firmy Kinetek [62]
Fig. 6.8. ALEx rehabilitation device by Kinetek [62]

Robot oferuje możliwość pracy w konfiguracji z jednym lub dwoma ramionami, z których każde wyposażone jest w sześć stopni swobody: cztery aktywne, napędzane silnikami bezszczotkowymi BLDC ze zintegrowanymi optycznymi enkoderami inkrementalnymi, oraz dwa pasywne, mające tylko sensoryczne elementy [23]. Dodatkowo urządzenie zawiera czujniki absolutnego położenia kątowego, montowane bezpośrednio w punktach rotacji. Unikalność tej konstrukcji polega na opatentowanym mechanizmie obrotu ramion, który korzysta z zewnętrznego centrum obrotu [21]. Napęd z silnika do połączonego elementu przenoszony jest za pomocą przekładni cięgnowej, co pozwala na uzyskanie wagi ramienia egzoszkieletu na poziomie zaledwie 4,5 kg. Urządzenie ALEx® ma certyfikat CE, klasyfikowane jest jako wyrób medyczny klasy IIa i oferuje trzy tryby pracy [62]:

- tryb pasywny, w którym pacjent wykonuje ruchy kończyną górną, a urządzenie je kontroluje,
- tryb wspomagający, w którym urządzenie prowadzi kończynę górną pacjenta podczas ruchu,

- tryb „wspomagany w razie potrzeby”, w którym urządzenie pomaga przesunąć ramię użytkownika do pozycji docelowej, jeśli pacjent nie zainicjuje ruchu w czasie krótszym niż trzy sekundy.

6.3. Etapy projektowania

Egzoszkielety rehabilitacyjne służą wspomaganiu oraz wzmacnianiu mięśni i stawów kończyny poddawanej rehabilitacji. Proces ich projektowania jest złożony oraz czasochłonny i obejmuje kilka kluczowych etapów, które warto wyróżnić [4]:

- *projektowanie/koncypowanie*

Istotne jest określenie przeznaczenia urządzenia, ponieważ to ono w znacznym stopniu wpływa na jego postać konstrukcyjną oraz wymagania, które musi spełniać. Ważnym aspektem jest także ustalenie docelowych parametrów egzoszkieletu, takich jak liczba stopni swobody, rozmieszczenie napędów oraz wybór odpowiednich kształtów i długości poszczególnych elementów konstrukcji. Warto również przeanalizować dostępne rozwiązania technologiczne pod kątem ich zastosowania w projekcie oraz opracować wstępną wizję urządzenia.

- *wstępny projekt*

Wstępny projekt, zwykle w formie modelu 3D, stanowi podstawę do opracowania konstrukcji oraz wyboru technologii produkcji poszczególnych elementów egzoszkieletu. Dzięki wykonaniu modelu urządzenia możliwa jest weryfikacja przyjętych założeń zarówno projektowych, jak i technologicznych.

- *model fizyczny w pełnej skali*

Zbudowanie modelu fizycznego umożliwia ocenę funkcjonalności urządzenia oraz zastosowanego procesu wytwarzania. Etap pozwala zdecydować, czy konieczne są modyfikacje, aby zoptymalizować produkcję w celu obniżenia kosztów czy zastąpienia podzespołów bardziej dostępnymi elementami.

- *ocena i weryfikacja*

W trakcie tego etapu należy dokonać weryfikacji i oceny, czy wykonane urządzenie jest zgodne z przyjętymi założeniami oraz spełnia wymagania i założenia dopuszczenia do użytkowania. Należy zweryfikować jego funkcjonalność i użyteczność. W przypadku wyrobu medycznego wymagane jest opracowanie dokumentacji technicznej do przeprowadzenia certyfikacji zgodnie z obowiązującymi regulacjami prawnymi.

- *udoskonalenie egzoszkieletu*

Ostatni etap pracy umożliwia wprowadzanie zmian w projekcie, mających na celu udoskonalenie urządzenia lub jego dostosowanie do określonych zastosowań. Uwzględnia się także możliwość modyfikacji wynikających z aktualizacji norm i wymagań, które produkt musi spełniać. Należy dążyć do takiej konstrukcji, która umożliwia łatwe i wygodne wprowadzanie zmian.

6.3.1. Założenia projektowe

Projektowanie egzoszkieletów rehabilitacyjnych dla kończyn górnych to złożony i wieloetapowy proces, wymagający uwzględnienia licznych założeń obejmujących zarówno konstrukcję mechaniczną urządzenia, jak i system sterowania. Założenia te wynikają z określonego przeznaczenia urządzenia, antropometrycznych cech użytkownika, zakresów ruchu kończyn górnych, obowiązujących regulacji prawnych, norm oraz wymagań technicznych i medycznych. Dlatego też do ich prawidłowego zdefiniowania niezbędna jest współpraca szerokiego zespołu specjalistów, w tym inżynierów mechaników, elektroników, informatyków, lekarzy, fizjoterapeutów, technologów oraz przedstawicieli potencjalnego producenta urządzenia.

Ze względu na złożoność egzoszkieletu wymagania różnych dziedzin często wzajemnie się przenikają, wywierając na siebie istotny wpływ. W rezultacie proces projektowania wymaga podejmowania kompromisów, aby uzyskać optymalne rozwiązanie w sytuacjach, gdy spełnienie jednego kryterium ogranicza realizację innych.

Kluczowym elementem projektowania jest uwzględnienie potrzeb przyszłego użytkownika. Dane antropometryczne użytkownika są podstawą do prawidłowego określenia wymagań funkcjonalnych i konstrukcyjnych urządzenia. Dane te znajdują zastosowanie w projektowaniu wyrobów medycznych, analizie biomechanicznej ruchu, ergonomii oraz ocenie zdolności funkcjonalnych pacjentów w medycynie rehabilitacyjnej [18]. Przyjęte założenia projektowe mają na celu stworzenie urządzenia, które jak najlepiej odwzorowuje naturalne ruchy anatomiczne. Odwzorowanie to powinno być dokładnie zweryfikowane w toku badań nad prototypem konstrukcji.

Równie ważne jest zrozumienie zakresu ruchomości człowieka, który określa przestrzeń, w jakiej poruszają się poszczególne części ciała. W przypadku kończyn górnych kluczowe są promienie zasięgu ramion [3, 18]. Uwzględnienie tych

parametrów pozwala na projektowanie urządzeń zgodnych z fizjologicznymi i biomechanicznymi możliwościami użytkowników, co zwiększa ich efektywność i komfort użytkowania.

Podejmując się projektowania egzoszkieletu, warto na wstępie określić założenia, jakie powinno spełniać urządzenie. Należy zdecydować, czy ma być ono stacjonarne, przymocowane do podstawy, czy mobilne, co umożliwi łatwe przemieszczanie między pacjentami. Konstrukcja powinna być dostosowana do planowanych ruchów i skupiać się na wybranych stawach kończyny. Ważnym aspektem jest określenie, czy zastosowane zostaną pasywne, czy aktywne stopnie swobody oraz jakie napędy będą wykorzystane.

Na początkowym etapie warto zaprojektować urządzenie z myślą o konkretnej, ograniczonej grupie pacjentów. Dążenie do nadmiernej uniwersalności może prowadzić do trudności w spełnieniu założeń projektu, co w efekcie może uniemożliwić jego realizację i późniejszą komercjalizację. Rozbudowę funkcjonalności i poszerzenie zakresu zastosowań można pozostawić na etap dalszego rozwoju, przez modyfikację pierwotnego projektu lub zaprojektowanie nowej wersji urządzenia.

6.3.1.1. Wymagania prawne i normatywne

W celu wprowadzenia urządzenia rehabilitacyjnego na rynek europejski cały proces projektowania musi być prowadzony zgodnie z obowiązującymi przepisami prawa Unii Europejskiej. Prawo to, wdrażane w państwach członkowskich w formie rozporządzeń, decyzji i dyrektyw, reguluje wymagania dla tego typu wyrobów. Kluczowym krokiem jest udowodnienie zgodności urządzenia z aktualnymi dyrektywami UE oraz krajowymi regulacjami prawnymi. Dla każdej dyrektywy udostępniane są listy norm zharmonizowanych, których stosowanie umożliwia domniemanie zgodności z podstawowymi wymaganiami określonymi w tych aktach prawnych.

Zgodnie z artykułem 2 pkt 1 Rozporządzenia Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) nr 2017/745 z dnia 5 kwietnia 2017 r. w sprawie wyrobów medycznych (MDR – Medical Device Regulation) [63] egzoszkielet jest klasyfikowany jako wyrób medyczny, ponieważ może służyć diagnozowaniu, monitorowaniu, leczeniu, łagodzeniu lub kompensowaniu urazów lub niepełnosprawności. W związku z tym musi spełniać wymagania określone w rozporządzeniu MDR, które obejmuje regulacje dotyczące całego cyklu życia wyrobu medycznego, począwszy od projektowania i dokumentacji, poprzez ocenę zgodności, produkcję i wprowadzenie na rynek aż po nadzór i utrzymanie po wprowadzeniu do obrotu.

Rozporządzenie MDR wymaga od producentów przeprowadzenia klasyfikacji wyrobu medycznego zgodnie z 22 regułami opisanymi w rozdziale III załącznika VIII. Proces klasyfikacji ma kluczowe znaczenie, gdyż wpływa na wybór procedury oceny zgodności, zakres wymaganej dokumentacji oraz poziom nadzoru nad bezpieczeństwem wyrobu. Wyroby medyczne są podzielone na następujące klasy ryzyka:

- klasa I – wyroby niskiego ryzyka:
  - klasa I (np. kołnierze ortopedyczne, wózki inwalidzkie),
  - klasa I z funkcją pomiarową,
  - klasa I wyroby sterylne,
- klasa IIa – wyroby średniego ryzyka,
- klasa IIb – wyroby o wyższym ryzyku,
- klasa III – wyroby najwyższego ryzyka (implanty, zastawki, protezy naczyniowe).

W przypadku wyrobów klasy I z funkcją pomiarową, wyrobów sterylnych oraz zaklasyfikowanych do klas IIa, IIb i III ocena zgodności musi być przeprowadzona z udziałem zewnętrznej jednostki notyfikowanej. Proces ten ma na celu zapewnienie zgodności z wymaganymi standardami jakości, skuteczności działania i bezpieczeństwa wyrobu przez cały okres jego użytkowania. Mimo że to producent jest odpowiedzialny za klasyfikację wyrobu medycznego, decyzja ta podlega zatwierdzeniu przez właściwy organ nadzorczy, jakim w Polsce jest Urząd Rejestracji Produktów Leczniczych, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych.

Egzoszkielet rehabilitacyjny, który aktywnie wspomaga ruch pacjenta, zgodnie z regułami klasyfikacji, należy zakwalifikować do klasy IIb. Proces wprowadzenia wyrobu tej klasy na rynek obejmuje etap projektowania, weryfikacji, walidacji oraz certyfikacji. Są to działania wymagające znacznych nakładów czasowych i finansowych, które angażują liczne zasoby producenta, ale jednocześnie zapewniają wysoki poziom bezpieczeństwa i jakości produktu.

Jednym z kluczowych wymogów dla producenta wyrobów medycznych jest wdrożenie systemu zarządzania jakością zgodnego z normą EN ISO 13485. Norma ta, uznawana za zharmonizowaną w ramach rozporządzenia MDR, jest międzynarodowym standardem określającym zasady zarządzania jakością w sektorze wyrobów medycznych. Jej wdrożenie umożliwia producentowi dostarczanie urządzeń spełniających potrzeby użytkowników i wymagania prawne. Zakres normy obejmuje procesy takie jak: planowanie, zarządzanie zasobami, projektowanie, zarządzanie

ryzykiem, zakupy, kontrola dostawców, dokumentacja, produkcja, badania, audyty wewnętrzne oraz nadzór nad wyrobem po jego wprowadzeniu do obrotu.

Producent zobowiązany jest również do uzyskania certyfikatu potwierdzającego wdrożenie EN ISO 13485. Certyfikacja jest przeprowadzana przez akredytowaną jednostkę certyfikującą, która dodatkowo realizuje okresowe audyty zgodności. W kontekście norm zharmonizowanych z rozporządzeniem MDR 2017/745, które pomagają wykazać zgodność wyrobów medycznych takich jak egzoszkielet kończyny górnej, wyróżnić można następujące:

- PN-EN 60601-1: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego.
- PN-EN 60601-1-2: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1-2: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego. Norma uzupełniająca: Zakłócenia elektromagnetyczne – Wymagania i badania.
- PN-EN 60601-1-6: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1-6: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego – Norma uzupełniająca: Użyteczność.
- PN-EN 62304: Oprogramowanie wyrobów medycznych – Procesy cyklu życia oprogramowania.
- PN-EN 62366-1: Urządzenia medyczne – Zastosowanie inżynierii użyteczności do urządzeń medycznych.
- PN-EN ISO 14971: Wyroby medyczne - Zastosowanie zarządzania ryzykiem do wyrobów medycznych.
- PN-EN 20417: Wyroby medyczne - Informacje dostarczane przez wytwórcę.
- PN-EN ISO 10993-1: Ocena biologiczna wyrobów medycznych - Część 1: Ocena i badanie w procesie zarządzania ryzykiem.
- PN-EN ISO 15223-1: Wyroby medyczne - Symbole do stosowania na etykietach wyrobów medycznych, w ich oznakowaniu i w dostarczanych z nimi informacjach – Część 1. Wymagania ogólne.
- PN-EN IEC 80601-2-78: Medyczne urządzenia elektryczne – Część 2-78: Wymagania szczegółowe dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego robotów medycznych do rehabilitacji, oceny, kompensacji lub złagodzenia.

Egzoszkielet rehabilitacyjny kończyny górnej, jako urządzenie mechaniczne wyposażone w ruchome części napędzane energią, spełnia kryteria maszyny określone

w Dyrektywie Maszynowej 2006/42/WE (ang. Machinery Directive, MD). W związku z tym producent zobowiązany jest do przestrzegania wymagań tej dyrektywy, które dotyczą projektowania, produkcji oraz oceny zgodności maszyn, mających na celu zapewnienie odpowiedniego poziomu bezpieczeństwa. Proces ten obejmuje ocenę ryzyka, polegającą na identyfikacji potencjalnych zagrożeń związanych z użytkowaniem urządzenia, oraz zapewnienie bezpieczeństwa konstrukcji, co wiąże się ze stabilnością, wytrzymałością i zastosowaniem odpowiednich zabezpieczeń, takich jak wyłączniki bezpieczeństwa czy osłony, które zmniejszają ryzyko urazów i uszkodzeń.

Dodatkowo projektowanie powinno uwzględniać zasady ergonomii, co pozwala na zmniejszenie obciążenia fizycznego użytkownika oraz zwiększenie komfortu jego pracy. Producent jest również zobowiązany do przygotowania odpowiedniego oznakowania urządzenia oraz opracowania szczegółowej instrukcji obsługi, która zapewni użytkownikowi jasne wskazówki dotyczące bezpiecznego korzystania z egzoszkieletu.

Podczas projektowania egzoszkieletu kończyny górnej należy również stosować normy zharmonizowane z Dyrektywą Maszynową 2006/42/WE, do których zalicza się:

- PN-EN ISO 12100: Bezpieczeństwo maszyn – Ogólne zasady projektowania – Ocena ryzyka i zmniejszanie ryzyka.
- PN-EN 60204-1: Bezpieczeństwo maszyn. Wyposażenie elektryczne maszyn – Część 1: Wymagania ogólne.
- PN-EN ISO 13849-1: Bezpieczeństwo maszyn – Elementy systemów sterowania związane z bezpieczeństwem – Część 1: Ogólne zasady projektowania.
- PN-EN ISO 13482: Roboty i urządzenia dla robotyki – Wymagania bezpieczeństwa dla robotów do opieki osobistej. Norma ta nie obejmuje robotów będących urządzeniami medycznymi, ale zasady bezpieczeństwa ustalone w niniejszej normie są przydatne do zaprojektowania bezpiecznego urządzenia.

W procesie projektowania i wdrażania robotów współpracujących zaleca się stosowanie normy ISO/TS 15066: Robots and robotic devices – Collaborative robots, ponieważ dostarcza ona szczegółowych wytycznych dotyczących zapewnienia bezpieczeństwa w interakcji człowieka z robotem. Norma ta uwzględnia między innymi ograniczenia sił i nacisków, które robot może wywierać na użytkownika, co pomaga w minimalizowaniu ryzyka urazów.

6.3.2. Wyznaczenie trajektorii ruchów terapeutycznych

Nieodzownym etapem projektowania egzoszkieletu jest wyznaczenie trajektorii ruchów w terapii rehabilitacji robotycznej. Wyznaczenie wzorców ruchowych pozwala określić i ocenić ruchliwość w poszczególnych stawach, ale również umożliwia oszacowanie czasów wykonywania poszczególnych ruchów. To z kolei przekłada się na ustalenie wymagań dotyczących prędkości oraz precyzji działania elementów wykonawczych urządzenia. Tylko wykonywanie przez egzoszkielet ruchów zgodnych z naturalnymi ruchami kończyny górnej może zapewnić prawidłowe wsparcie pacjenta w procesie rehabilitacji. Tego typu podejście gwarantuje nie tylko efektywną rehabilitację, lecz także bezpieczeństwo pacjenta, minimalizując ryzyko przeciążenia stawów oraz urazów.

W procesie projektowania urządzenia niezwykle ważne jest określenie wzorców ruchowych, które powinny obejmować zarówno ruchy proste, jak i złożone, np. zgodne z metodą PNF (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation). Określenie tych wzorców stanowi podstawę do dalszego projektowania egzoszkieletu i zapewnia odpowiednie dopasowanie urządzenia do wymagań rehabilitacji.

Etap ten wymaga zaangażowania zespołu, w tym specjalistów, takich jak terapeuci, którzy mogą wskazać odpowiednie wzorce ruchowe, ale także ustalić sposób ich realizacji przez urządzenie, uwzględniając ogólne zasady rehabilitacji.

W procesie projektowania egzoszkieletu konieczna jest również aproksymacja zmierzonych trajektorii w celu wygładzenia ich przebiegu. Wyznaczenie wzorców ruchowych pozwala określić i ocenić ruchliwość w poszczególnych stawach, ale także umożliwia oszacowanie czasów wykonywania poszczególnych ruchów. Ma to kluczowe znaczenie, ponieważ pomaga ustalić wymagania dotyczące precyzyjnych parametrów działania elementów wykonawczych urządzenia. Dzięki temu egzoszkielet może efektywnie wspomagać pacjenta w procesie rehabilitacji, dostosowując się do jego indywidualnych potrzeb i zapewniając bezpieczeństwo podczas wykonywanych ruchów.

6.3.3. Opracowanie koncepcji rozwiązań i dobór optymalnego łańcucha kinematycznego

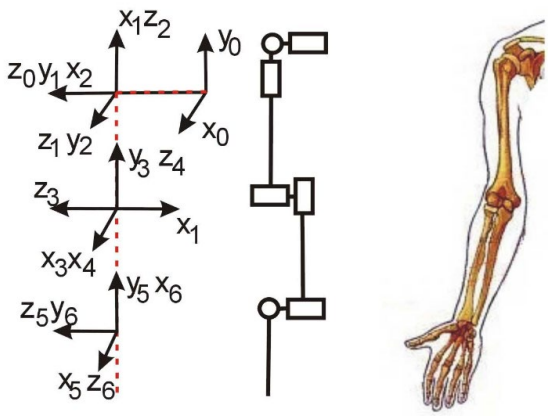
Przygotowanie koncepcji rozwiązań projektowanego egzoszkieletu przed rozpoczęciem zasadniczych prac projektowych umożliwia porównanie oraz ocenę różnych podejść do rozwiązania postawionego problemu, co w efekcie prowadzi do

wyboru najbardziej optymalnego rozwiązania. Ten etap pozwala zidentyfikować potencjalne ryzyko i problemy techniczne związane z proponowanymi rozwiązaniami, co ułatwia ich wczesne wyjaśnienie i eliminację. Propozycje koncepcji egzoszkieletu mogą opierać się na opracowaniu łańcuchów kinematycznych, które w kolejnym etapie powinny zostać rozwinięte w cyfrowe modele 3D przy użyciu oprogramowania CAD. Schemat łańcucha kinematycznego pozwala w graficzny sposób opisać położenie i zależności między poszczególnymi elementami mechanizmu już na etapie tworzenia koncepcji urządzenia.

W kontekście egzoszkieletu łańcuch kinematyczny określa sposób, w jaki poszczególne człony są ze sobą połączone i jak poruszają się względem siebie. Najczęściej stosuje się łańcuchy szeregowe (tzw. szeregi kinematyczne), w których każdy człon jest połączony z kolejnym w formie łańcucha. Połączenia ruchowe dwóch członów mechanizmu tworzą tzw. pary kinematyczne. W tego typu układach ruch jednego elementu bezpośrednio wpływa na ruch kolejnych. Wyróżnia się pięć klas par kinematycznych, które różnią się liczbą więzów ograniczających ruch między członami.

W konstrukcji egzoszkieletów najczęściej stosuje się pary kinematyczne V klasy, które mają jeden stopień swobody (możliwość obrotu wokół jednej osi lub ruchu postępowego wzdłuż jednej osi). Wybór tej klasy wynika z możliwości łatwego zastosowania napędu wprowadzającego element w ruch, co w przypadku pozostałych klas jest trudniejsze do zrealizowania.

Ze względu na szeroki zakres ruchów kończyny górnej jej łańcuch kinematyczny musi mieć wiele stopni swobody. W zależności od liczby uwzględnionych połączeń może składać się z od 4 do 22 członów [26]. Najczęściej spotykany model, w którym pomija się połączenia między kośćmi dłoni, można opisać 7 stopniami swobody [3].



Rys. 6.9. Model egzoszkieletu z 7 stopniami swobody [3]
Fig. 6.9. Exoskeleton model with 7 degrees of freedom [3]

Wstępnie zaakceptowane koncepcje łańcucha kinematycznego można rozwijać, tworząc na ich podstawie cyfrowe modele 3D. Przygotowane rozwiązania można poddać wielowariantowej analizie kinematycznej, która umożliwia weryfikację osiągnięcia wymaganego zakresu ruchu, analizując skrajne położenia konstrukcji podczas wykonywania zadanego ruchu dla określonego stawu w konkretnej płaszczyźnie. Oprócz analizy skrajnych położeń konieczne jest również przeprowadzenie analizy trajektorii ruchu pomiędzy tymi położeniami, aby upewnić się, że są one osiągalne i akceptowalne z punktu widzenia rehabilitacji. Badania warto prowadzić zarówno dla ruchów prostych, jak i złożonych, istotnych z punktu widzenia rehabilitacji. Proces wielowariantowej analizy kinematycznej egzoszkieletu rehabilitacyjnego został przeprowadzony i opisany w artykule [24].

Należy pamiętać, że każda postać konstrukcyjna egzoszkieletu wprowadza ograniczenia w ruchomości kończyny górnej, co wpływa zarówno na ruchy proste, jak i złożone. Egzoszkielet z definicji opasa kończynę, co będzie prowadziło do wcześniejszych kolizji z ciałem pacjenta, niż w przypadku kończyny bez egzoszkieletu. Dlatego kluczowe jest uwzględnienie wstępnych gabarytów konstrukcji podczas procesu modelowania 3D. Egzoszkielet powinien być analizowany jako całość, ponieważ modyfikacja jednej pary kinematycznej zazwyczaj oddziałuje na pozostałe elementy systemu. Podczas poszukiwania optymalnej koncepcji często zdarza się, że zmiany poprawiające zakres jednego ruchu mogą znacząco ograniczyć inne ruchy [24].

Ostateczny wybór najlepszego rozwiązania łańcucha kinematycznego należy oprzeć na analizie porównawczej, definiując kluczowe kryteria, takie jak zakres i płynność wykonywanych ruchów, ryzyko kolizji egzoszkieletu z pacjentem lub z innymi elementami konstrukcji, konieczność wprowadzania modyfikacji do koncepcji oraz ich skuteczność, a także praktyczna przydatność rozwiązania oceniana przez terapeutę.

Odpowiedni dobór i optymalizacja łańcucha kinematycznego bezpośrednio wpływają na efektywność oraz precyzję działania mechanizmu, a także zapewniają bezpieczeństwo i komfort użytkowania. Skrupulatne przygotowanie i analiza tego elementu stanowią podstawę opracowania egzoszkieletu, który we właściwy sposób wspiera proces rehabilitacji.

6.3.4. Dobór jednostek napędowych egzoszkieletu kończyny górnej

Projektowanie aktywnego układu mechanicznego napędowego egzoszkieletu wymaga starannego doboru odpowiednich komponentów wykonawczych, które mają kluczowe znaczenie dla prawidłowego funkcjonowania systemu. Elementy te

odpowiadają za przekształcenie dostarczonej energii (elektrycznej, hydraulicznej lub pneumatycznej) w ruch mechaniczny, który pozwala na realizację określonych zadań. Dobrze dobrane napędy są fundamentem precyzyjnego i płynnego wykonywania ruchów, a także zapewniają niezawodność i bezpieczeństwo całego urządzenia. Jest to szczególnie istotne w kontekście urządzeń medycznych, takich jak egzoszkielety, które współpracują bezpośrednio z użytkownikiem.

W rozwiązaniach konstrukcji egzoszkieletów wykorzystywane są różne typy napędów, w tym silniki elektryczne, napędy hydrauliczne oraz pneumatyczne. Wybór odpowiedniego napędu wymaga uwzględnienia zarówno wymagań mechanicznych, jak i potrzeb sterowania. Napędy elektryczne są szczególnie popularne, ponieważ oferują korzystny stosunek momentu obrotowego do masy, co czyni je efektywnymi w tego rodzaju aplikacjach. Ponadto charakteryzują się one wyższą precyzją sterowania, prostszą konstrukcją oraz łatwiejszym sterowaniem ruchem, co wyróżnia je na tle napędów hydraulicznych i pneumatycznych. Takie napędy składają się z kilku kluczowych elementów: silnika elektrycznego, przekładni mechanicznej oraz ewentualnych dodatkowych komponentów, jak hamulce czy czujniki. Ich zadaniem jest zapewnienie odpowiedniego momentu obrotowego i dynamiki ruchu w poszczególnych stawach kończyny górnej. Ze względu na konstrukcję egzoszkieletu istotnym aspektem są także gabaryty oraz masa napędu, które nie mogą negatywnie wpłynąć na mobilność i funkcjonalność konstrukcji.

Ze powodu tego, że egzoszkielety są klasyfikowane jako wyroby medyczne, priorytetem w doborze komponentów jest bezpieczeństwo pacjenta. W związku z tym oprócz podstawowych wymagań technicznych należy uwzględnić możliwość zastosowania dodatkowych zabezpieczeń w przypadku awarii napędu, takich jak hamulce magnetyczne.

W przypadku egzoszkieletów elementy wykonawcze nie tylko odpowiadają za kontrolowanie położenia poszczególnych członów, lecz także mogą umożliwiać ich dostosowanie do indywidualnych cech użytkownika, wydłużając lub skracając poszczególny człon konstrukcji. Mechanicznie napędy w egzoszkielecie muszą zapewniać momenty obrotowe, które umożliwią nie tylko wspomaganie, lecz także wymuszenie ruchu terapeutycznego. Ponadto muszą one być wystarczająco mocne, aby przemieszczać odpowiednie człony egzoszkieletu. Wartość momentu obrotowego powinna być dopasowana do sił mięśniowych występujących w poszczególnych stawach, co uwzględnia masę segmentów kończyny górnej użytkownika. Choć precyzyjne określenie momentów siłowych jest trudne, istnieją badania opisujące ten temat [26]. W kontekście rehabilitacji momenty siłowe w egzoszkielecie nie muszą

dorównywać wartościom maksymalnym, jakie mogą być osiągane przez zdrowe osoby, ponieważ celem urządzenia jest wspieranie terapii, a nie wywoływanie ekstremalnych obciążeń.

Elementy wykonawcze w egzoszkielecie powinny cechować się kompaktową konstrukcją, która nie będzie znacznie zwiększać masy i gabarytów urządzenia. Powinny one również zapewniać odpowiednią dynamikę ruchu, zgodną z wymaganiami stawów, oraz umożliwiać precyzyjne dostosowanie momentu obrotowego do specyficznych potrzeb. Dodatkowo, w przypadku napędów elektrycznych, istotne jest, by były one wyposażone w hamulce, np. magnetyczne, które zapewnią zatrzymanie urządzenia w przypadku zaniku zasilania. Napędy elektryczne powinny być również wyposażone w czujniki Halla oraz enkodery pozycji względnej, co zapewni precyzyjne sterowanie ruchem.

Po wstępnym dobraniu napędów warto przeprowadzić ich ocenę wielokryterialną, uwzględniając dodatkowe czynniki, które pomogą wybrać najbardziej optymalne rozwiązanie. Kryteria te mogą obejmować minimalną masę i gabaryty, łatwość montażu, dostępność rynkową, koszt zakupu oraz możliwość zastosowania gotowych systemów zabezpieczeń. Ocena napędów w kontekście tych wymagań pozwoli wybrać najkorzystniejsze rozwiązanie dla danego zastosowania egzoszkieletu rehabilitacyjnego.

Dobór napędów do egzoszkieletu kończyny górnej jest skomplikowanym zadaniem, które nie stanowi niezależnego etapu projektowania. Proces ten zależy od wielu zmiennych, zarówno tych, które można zdefiniować na początku, jak i tych, które są efektem innych działań projektowych, takich jak dobór łańcucha kinematycznego czy technologii wykonania.

6.3.5. Analiza wytrzymałościowa konstrukcji egzoszkieletu

Przeprowadzenie analiz wytrzymałościowych jest kluczowym etapem w projektowaniu egzoszkieletu, ponieważ umożliwia ocenę, czy konstrukcja wytrzyma obciążenia podczas użytkowania, zapewniając tym samym bezpieczeństwo użytkownika i niezawodność urządzenia. Takie analizy pozwalają zidentyfikować potencjalne słabe punkty w konstrukcji, co umożliwia ich korektę na etapie projektowym, zanim prototyp zostanie poddany testom fizycznym.

Jednym z głównych celów analiz wytrzymałościowych jest optymalizacja konstrukcji, która pozwala osiągnąć równowagę między wytrzymałością a zużyciem materiałów. Optymalizacja ma bezpośredni wpływ na masę poszczególnych

elementów, co ma znaczenie w kontekście innych etapów projektowania, takich jak dobór napędów. Dodatkowo wczesne przeprowadzenie takich analiz zmniejsza ryzyko awarii podczas użytkowania oraz zapobiega kosztownym przeróbkom na etapie prototypowania.

Do przeprowadzenia analizy wytrzymałościowej warto zastosować metodę elementów skończonych (MES), która polega na podzieleniu konstrukcji na mniejsze elementy, dla których obliczane są naprężenia i przemieszczenia w różnych warunkach obciążeniowych. Dzięki MES możliwe jest przewidzenie reakcji konstrukcji na różnorodne obciążenia i zmienne warunki środowiskowe, co wspomaga proces optymalizacji i pozwala na wcześniejsze oszacowanie trwałości konstrukcji.

Aby przeprowadzić skuteczną analizę, należy przygotować cyfrowy model konstrukcji, co może być czasochłonne, zwłaszcza w przypadku skomplikowanych struktur. Istotnym elementem jest również precyzyjne określenie warunków brzegowych i przygotowanie różnych wariantów ustawienia egzoszkieletu, które będą uwzględniały potencjalne zmienne w trakcie użytkowania.

Wybór materiałów do konstrukcji powinien opierać się na takich parametrach, jak maksymalne naprężenia, przemieszczenia, współczynnik bezpieczeństwa oraz masa urządzenia. Te dane stanowią podstawę do dalszej analizy elementów konstrukcyjnych, które muszą wytrzymać określone obciążenia w zależności od konfiguracji egzoszkieletu. Wyniki analiz, przedstawione w formie map naprężeń zredukowanych i map przemieszczeń, umożliwiają identyfikację miejsc, w których występują nadmierne naprężenia. Tego rodzaju miejsca mogą zostać zmodyfikowane w celu zwiększenia trwałości konstrukcji.

Dokonanie analizy wytrzymałościowej pozwala na pewność, że konstrukcja egzoszkieletu będzie bezpieczna i efektywna w działaniu. Optymalizacja konstrukcji na podstawie tych wyników zmniejsza ryzyko awarii i zapewnia długotrwałe, niezawodne funkcjonowanie urządzenia.

6.3.6. Budowa i weryfikacja modelu

Wyniki zrealizowanych badań i analiz pozwalają przygotować ostateczny trójwymiarowy model egzoszkieletu w oprogramowaniu klasy CAD, który powinien uwzględniać całą konstrukcję mechaniczną, w tym detale zaprojektowane i elementy handlowe oraz elementy elektroniki sterującej urządzeniem. Na podstawie zaprojektowanego modelu 3D możliwe jest opracowanie dokumentacji konstrukcyjnej urządzenia obejmującej rysunki złożeniowe, w tym montażowe, oraz wykonawcze.

Podczas projektowania oraz przygotowania dokumentacji należy mieć na uwadze technologię wytworzenia poszczególnych elementów oraz technologię montażu. Jest to o tyle istotne, że aspekty te mają znaczący wpływ na jakość wykonania urządzenia i jego finalny koszt. W dzisiejszych czasach w procesie produkcyjnym poza tradycyjnymi technikami obróbczymi, jak toczenie, frezowanie, cięcie laserowe, gięcie, warto uwzględnić także technologie przyrostowe. Ich użycie jest często zasadne przy wytworzeniu różnego rodzaju osłon i obudów urządzenia ze względu na ich skomplikowaną geometrię oraz kosztowne wytworzenie w innej technologii w przypadku prototypu.

Zbudowanie kompletnego prototypu urządzenia, jego pierwszy montaż, stanowi pierwszą weryfikację poprawności zaprojektowania oraz precyzji wykonania poszczególnych części składowych urządzenia. Wskazane jest, żeby w procesie wytwarzania i montażu brał udział sam projektant urządzenia, najlepiej znający swoją konstrukcję, którą na bieżąco może weryfikować i wprowadzać konieczne modyfikacje. Na tym etapie możliwe jest wykrycie ewentualnych niedociągnięć, które należy skorygować tak, aby zapewnić wysoką jakość wykonania i niezawodność działania urządzenia.

Złożony prototyp, traktowany jako docelowy wyrób medyczny, powinien być poddany licznym badaniom inżynierskim. Powinny one obejmować zarówno aspekty mechaniczne, jak i elektroniczne, w tym układ sterowania. Ich realizacja na fizycznym prototypie urządzenia jest kluczowa, ponieważ umożliwia ocenę rzeczywistego działania urządzenia, w tym jego praktycznego zastosowania i współdziałania z użytkownikiem. Takie testy ujawniają problemy i wady, które mogą pozostać niewidoczne w badaniach na modelu cyfrowym, gdzie nie można w pełni odtworzyć wszystkich rzeczywistych warunków użytkowania.

Do istotnych badań, które należy przeprowadzić, należy rzeczywista weryfikacja ruchliwości urządzenia i możliwości rehabilitacji całej kończyny górnej, dokonana najlepiej przy współpracy z przyszłym użytkownikiem urządzenia – terapeutą. Warto także zbadać ergonomię i użyteczność elementów konstrukcyjnych urządzenia, takich jak uchwyty (połączenie pacjent – urządzenie), zbadać trzeba rozmieszczenie czujników siły odpowiadających za sterowanie urządzeniem, zbadać możliwość rekonfiguracji urządzenia do pracy w przeciwną kończyną, zbadać długości poszczególnych członów, położenia elementów konstrukcyjnych, doświadczalną weryfikację wytrzymałościową urządzenia przez przyłożenie odpowiednich sił i obserwację zachowania konstrukcji.

Z uwagi na aspekt wyrobu medycznego po zakończeniu badań inżynieryjnych i wprowadzeniu stosowanych modyfikacji należy przeprowadzić badania w akredytowanych laboratoriach. Ma to dotyczyć zarówno badań bezpieczeństwa, jak i badań funkcjonalnych, których zakres należy określić w stosownej normie zakładowej. Prototyp urządzenia należy poddać także badaniom kompatybilności elektromagnetycznej.

Wyniki tych badań mają wpłynąć na poprawę konstrukcji w takich aspektach jak poprawa ruchliwości, funkcjonalności, niezawodności, bezpieczeństwa i ergonomii użytkowania.

6.4. Podsumowanie i wnioski

Obecnie obserwowany światowy trend rozwoju przemysłowego (Przemysł 4.0) ukierunkowany jest na szerokie wykorzystywanie rozwiązań robotycznych, których zadaniem jest usprawnienie różnego rodzaju procesów. Inżynieria jest nieodzownym elementem przemysłu, a od kilkudziesięciu lat powiązana jest również z medycyną, wspierając procesy diagnostyczne oraz terapeutyczne. Obszar rehabilitacji medycznej również wymaga wprowadzania innowacyjnych rozwiązań, które ułatwią dostępność terapii dla pacjentów i zwiększają jej efektywność.

Projektowanie egzoszkieletu wspierającego odzyskiwanie sprawności motorycznej jest wymagającym i skomplikowanym procesem. Poszczególne etapy projektowania wzajemnie się przenikają. Zazwyczaj każdy kolejny krok zależy od poprzednich, ale jednocześnie może prowadzić do modyfikacji już przyjętych rozwiązań, wymuszając zmiany na wcześniejszych etapach. W związku z tym projektowanie egzoszkieletu należy traktować jako proces iteracyjny. Tego rodzaju projekty są bardzo złożone i interdyscyplinarne; obejmują pracę konstruktora mechanika, elektronika i informatyka. Wpływ na konstrukcje mają nie tylko mechaniczne aspekty, lecz także założenia dotyczące elektronicznego układu sterowania czy oprogramowania, dlatego projektowanie egzoszkieletu wymaga współpracy całego zespołu.

Bibliografia

1. Frisoli A.: Exoskeletons for upper limb rehabilitation, [in:] Colombo R., Sanguineti V. (eds.): Rehabilitation Robotics, Academic Press, 2018, p. 75-87.
2. Garcia D.A., Arredondo R., Morris M., Tosunoglu S.: A review of rehabilitation strategies for stroke recovery, ASME Early Career Technical Journal, vol. 11, 2012, p. 24-31.
3. Głowiński S.: Analiza położeń i przemieszczeń egzoszkieletu kończyny górnej, „TTS Technika Transportu Szynowego", nr 10, 2013, s. 257-265.
4. Głowiński S.: Etapy modelowania egzoszkieletu, „Logistyka", nr 6, 2014, s. 3951-3959.
5. Hillman M.: Rehabilitation Robotics from Past to Present – A Historical Perspective, [in:] Bien Z.Z., Stefanov D. (eds.): Advances in Rehabilitation Robotics, vol. 306, Springer, Berlin, Heidelberg 2006, p. 25-44.
6. Housman S.J., Le V., Rahman T., Sanchez R. J., Reinkensmeyer D.J.: Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial, [in:] 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007, p. 562-568.
7. Huang V.S., Krakauer J.W.: Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 6(1):5, 2009, p. 1-13.
8. Islam M.R., Spiewak C., Rahman M.H., Fareh R.: A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Porotype and Commercial Type, Advances in Robotics & Automation, vol. 6:3, 2017, p. 1-12.
9. Karwat I.D., Skwarcz A.: Rehabilitacja medyczna – jej cele, założenia i znaczenie praktyczne. „Postępy Nauk Medycznych", 2020, s. 61-69.
10. Kim B., Deshpande A.D.: An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation, The International Journal of Robotics Research, vol. 36(4), 2017, p. 414-435.
11. Mehrholz J., Pollock A., Pohl M., Kugler J., Elsner B.: Systematic review with network meta-analysis of randomized controlled trials of robotic-assisted arm training for improving activities of daily living and upper limb function after stroke, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 17:83, 2020, p. 1-14.

12. Michnik A., Brandt J., Szczurek Z., Bachorz M., Paszenda Z., Michnik R., Jurkojć J., Rycerski W., Janota J.: Rehabilitation Robot Prototypes Developed by the ITAM Zabrze, [in:] Wojtyra M. (ed.): Archive of Mechanical Engineering, vol. 61(3), 2014, p. 433-444.
13. Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Wykorzystanie robotów rehabilitacyjnych do usprawniania, „Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania", nr 4(9), 2013.
14. Morone G., Palomba A., Martino Cinnera A., Agostini M., Aprile I., Arienti C., Paci M., Casanova E., Marino D., La Rosa G., Bressi F., Sterzi S., Gandolfi M., Giansanti D., Perrero L., Battistini A., Miccinilli S., Filoni S., Sicari M., Petrozzino S., Solaro C.M., Gargano S., Benanti P., Boldrini P., Bonaiuti D., Castelli E., Draicchio F., Falabella V., Galeri S., Gimigliano F., Grigioni M., Mazzoleni S., Mazzon S., Molteni F., Petrarca M., Picelli A., Posteraro F., Senatore M., Turchetti G., Straudi S.: Systematic review of guidelines to identify recommendations for upper limb robotic rehabilitation after stroke, European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 57(2), 2021, p. 238-245.
15. Nef T., Mihelj M., Colombo G., Riener R.: ARMin – robot for rehabilitation of the upper extremities, [in:] Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006, Orlando, FL, USA, 2006, p. 3152-3157.
16. Nef T., Mihelj M., Kiefer G., Perndl C., Muller R., Riener R.: ARMin – Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients, [in:] 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, Netherlands 2007, p. 68-74.
17. Nef T., Mihelj M., Riener R.: ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy, Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 45(9), 2007, p. 887-900.
18. Nowacka W.Ł.: Kształtowanie przestrzeni z punktu widzenia zróżnicowanego odbiorcy – Antropometria jako narzędzie w projektowaniu, „Studia i Materiały Centrum Edukacji Przyrodniczo-Leśnej", t. 10, nr 1[17], 2008, s. 18-26.
19. Oliveira A.C. de, Rose C.G., Warburton K., Ogden E.M., Whitford B., Lee R.K., Deshpande A.D.: Exploring the Capabilities of Harmony for Upper-Limb Stroke Therapy, [in:] 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2019, p. 637-643.
20. Park H.-S., Ren Y., Zhang L.-Q.: IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments, [in:] 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, AZ, USA 2008, p. 109-114.

21. Pirondini E., Coscia M., Marcheschi S., Roas G., Salsedo F., Frisoli A., Bergamasco M., Micera S.: Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 13:9, 2016, p. 1-21 .
22. Qassim H.M., Wan Hasan W.Z.: A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots, Applied Sciences, vol. 10(19):6976, 2020, p. 1-18.
23. Ruffaldi E., Barsotti M., Leonardis D., Bassani G., Frisoli A., Bergamasco M.: Evaluating Virtual Embodiment with the ALEx Exoskeleton, [in:] Auvray M., Duriez C. (eds.): Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications, Springer Berlin Heidelberg 2014, p. 133-140.
24. Sobiech M., Michnik A., Chuchnowska I., Karpiel I., Wolański W.: Multivariate Analysis of the Kinematics of an Upper Limb Rehabilitation Robot, Acta Bioeng Biomech, t. 26, nr 1, 2024,
25. Sobiech M., Wolański W., Karpiel I.: Brief Overview Upper Limb Rehabilitation Robots/Devices, Biele C., Kacprzyk J., Kopeć W., Owsiński J.W., Romanowski A., Sikorski M. (eds) Digital Interaction and Machine Intelligence. MIDI 2021. Lecture Notes in Networks and Systems, vol. 440. Springer, Cham 2002, p. 286-297.
26. Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M., Głowacka A.: Biomechanika narządu ruchu człowieka: praca zbiorowa. Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczno-Technologiczny, Politechnika Śląska ; Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB, 2011.
27. Turchetti G., Vitiello N., Trieste L., Romiti S., Geisler E., Micera S.: Why Effectiveness of Robot-Mediated Neurorehabilitation Does Not Necessarily Influence Its Adoption, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 7, 2014, p. 143-153.
28. https://www.hocoma.com/solutions/arm-hand/ [4.01.2023].
29. https://www.who.int/ [19.12.2024].
30. https://www.who.int/teams/noncommunicable-diseases/sensory-functions-disability-and-rehabilitation/world-report-on-disability [19.12.2024].
31. https://apps.who.int/gb/ebwha/pdf_files/EB152/B152%2810%29-en.pdf [19.12.2024].

Andrzej MICHNIK[1], Mariusz SOBIECH[1], Janusz WRÓBEL[1], Robert MICHNIK[2]

7. WYBRANE BADANIA TRYBU ŚLEDZENIA RUCHU ROBOTA REHABILITACYJNEGO

7.1. Wstęp

Rozwój metod diagnostycznych i leczniczych umożliwił ratowanie życia i zdrowia w przypadkach bardzo trudnych, które jeszcze niedawno kończyły się zgonem. Jednocześnie w wielu sytuacjach, podczas doraźnej interwencji medycznej, pacjentowi nie zawsze udaje się przywrócić utracone funkcje. Dopiero w procesie rehabilitacji pacjent uzyskuje taką możliwość. Rehabilitacja w obecnych czasach jest elementem składowym skutecznego leczenia. Z danych systemu EKSMOoN (Elektroniczny Krajowy System Monitorowania i Orzekania o Niepełnosprawności), które zostały udostępnione w raporcie Rządu RP na temat podejmowanych działań na rzecz realizacji postanowień „Karty Praw Niepełnosprawnych" [1], wynika, że upośledzenie narządu ruchu jest w Polsce najliczniejszą przyczyną niepełnosprawności i stanowi prawie 31% przypadków. Taki stan rzeczy wynika z wydłużenia czasu życia i niskiej dzietności, a także z chorób cywilizacyjnych, będących wynikiem ograniczania aktywności ruchowej, stresu oraz urazów powstałych w wyniku wypadków komunikacyjnych. Wymienione czynniki wraz z ograniczoną liczbą rehabilitantów prowadzą do stanu, w którym wielu pacjentów staje się osobami niesamodzielnymi. Jedną z dróg poprawy tej sytuacji może być wykorzystanie robotów wyręczających rehabilitanta od monotonnej i wyczerpującej pracy fizycznej, jednocześnie pozwalającej na realizację treningów prowadzonych z wieloma pacjentami w tym samym czasie. Dodatkowo rehabilitant korzystający z robota uzyskuje narzędzie diagnostyczne, ponieważ czujniki robota mogą np. zmierzyć zakresy ruchomości w stawach, pobudzenie elektryczne mięśni (sEMG) czy też siłę wybranych mięśni. Patrząc na rozwój rozwiązań

[1] Centrum Inżynierii Biomedycznej; Sieć Badawcza Łukasiewicz – Krakowski Instytut Technologiczny, Zabrze.
[2] Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze.

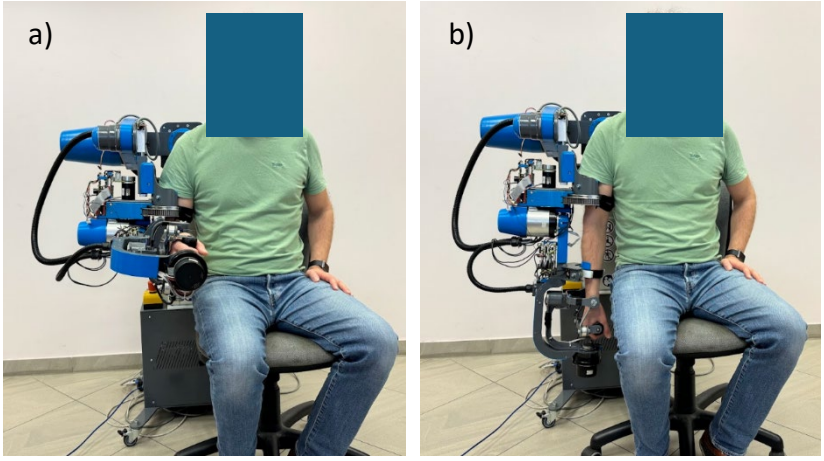
robotycznych [2], można założyć, że w niedalekiej przyszłości spopularyzują się również rozwiązania telerehabilitacyjne wykorzystujące roboty. Niedawny czas pandemii COVID-19 udowodnił dużą atrakcyjność tego typu rozwiązań.

System sterowania robota rehabilitacyjnego jest złożonym układem łączącym elementy mechaniczne z układami elektronicznymi i oprogramowaniem; prowadzi to do potrzeby realizacji wielu badań potwierdzających zamierzone i bezpieczne działanie opracowanych rozwiązań. W toku badań, poza sprawdzeniem torów pomiarowych, elementów wykonawczych i algorytmów sterowania, sprawdzano również wpływ zastosowania systemu operacyjnego niepracującego w czasie rzeczywistym (MS Windows) na sterowanie pracą robota [5].

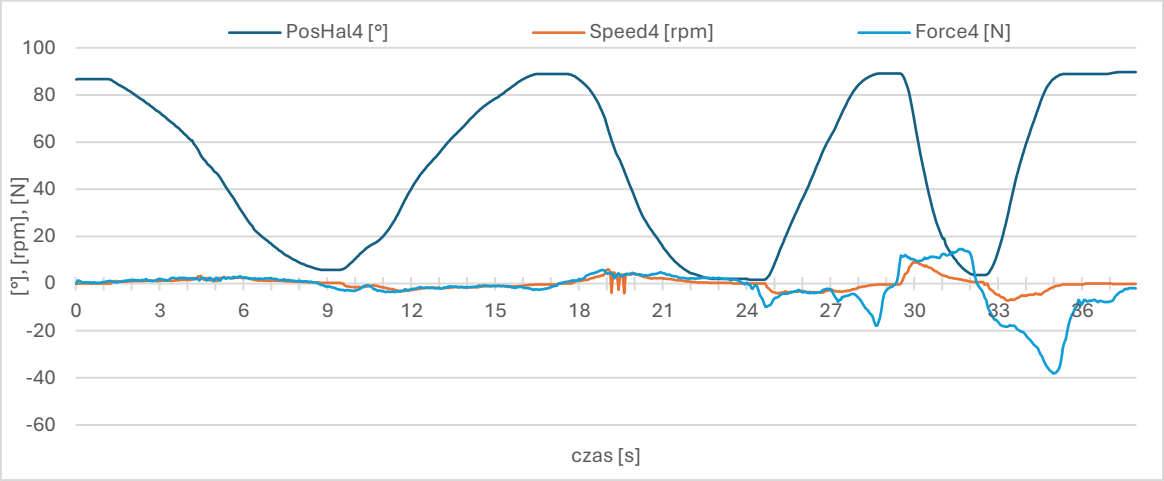
W pracy opisano wybrane badania zaprojektowanego systemu sterowania robota rehabilitacyjnego ARM-200 [3, 4], pracującego w trybie śledzenia ruchu. Tryb śledzenia ruchu, zastosowany w robocie rehabilitacyjnym, umożliwia realizację kilku istotnych w procesie rehabilitacji funkcji. Pierwszą funkcją jest możliwość intuicyjnego wprowadzenia trajektorii ruchowej, wymaganej do późniejszej realizacji ćwiczeń biernych. Drugą funkcją może być kontrolowane oporowanie ruchu podczas realizacji ćwiczeń aktywnych. W obu wymienionych wyżej scenariuszach użycia trybu śledzenia ruchu istotnym zagadnieniem jest możliwość precyzyjnego pomiaru nacisku wywieranego przez kończynę pacjenta na czujniki sił umieszczone w uchwytach robota rehabilitacyjnego.

7.2. Badanie węzła robota arm-200 w trybie śledzenia ruchu

Celem badania było potwierdzenie możliwości śledzenia ruchu kończyny wpiętej do ramienia prototypu robota rehabilitacyjnego ARM-200. Podczas badania analizowana była prędkości ruchu ramienia robota, której wartość była wprost proporcjonalna do przyłożonej siły przez przedramię śledzonej kończyny. Badaniu poddano węzeł nr 4 robota, odpowiedzialny za zgięcie w stawie łokciowym. Podczas badania robot został ustawiony w tryb śledzenia ruchu. Pozycją początkową kończyny było zgięcie w stawie łokciowym pod kątem 90° (rys. 7.1a), następnie staw łokciowy był prostowany do pozycji 0° (rys. 7.1b). Wykonano trzy pełne cykle prostowania i zginania stawu łokciowego, zadając w każdym cyklu większą siłę nacisku.

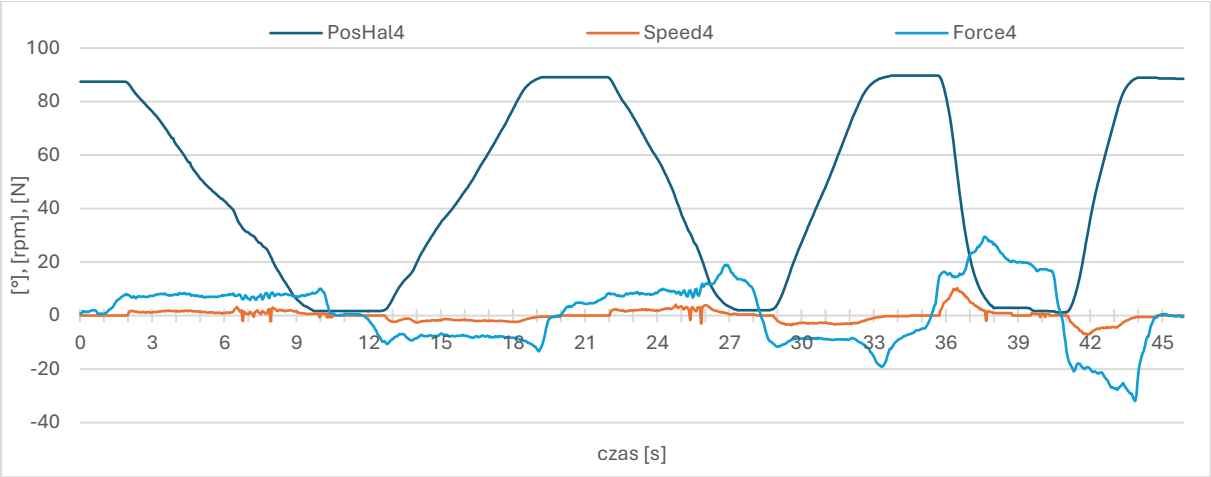


Rys. 7.1. Ustawienie stawu łokciowego: a) zgięcie 90°, b) wyprost 0°
Fig. 7.1. Elbow joint positioning: (a) 90° flexion, (b) 0° extension



Rys. 7.2. Badanie węzła nr 4 robota ARM-200 z wyłączonymi progami nieczułości siły
Fig. 7.2. Testing node no. 4 of the ARM-200 robot with force dead zones disabled

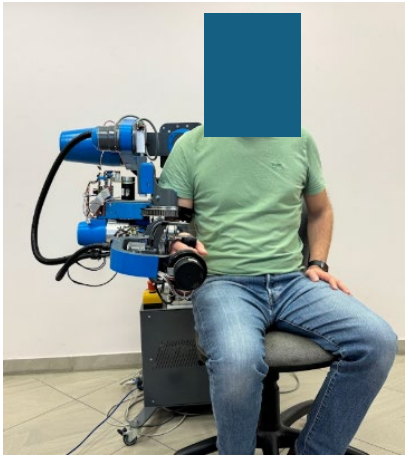
Parametry węzła na rys. 7.2 przedstawiają zachowanie węzła nr 4 robota ARM-200 w trybie śledzenia ruchu przy wyłączonych progach nieczułości siły. Jak widać na wykresach, niewielka siła (sygnał „Force4”) pozwala uruchomić ruch ramienia robota (sygnał „PosHal4”). Tak wysoka czułość układu prowadziła do nieintencjonalnego wprawiania w ruch napędów robota. Problem ten został rozwiązany przez wprowadzenie parametru określającego stopień nieczułości układu pomiarowego siły. Rysunek 7.3 przedstawia parametry węzła nr 4 robota ARM-200 podczas powtórzonego eksperymentu z ustawionym progiem nieczułości na wartość 3 N. Jak widać na wykresie, po wprowadzeniu progu nieczułości w tor pomiarowy siły podobną szybkość ramienia robota uzyskuje się przy wyższych siłach nacisku, gdzie zmiana amplitudy (sygnał „Force4”) jest wyraźnie widoczna.



Rys. 7.3. Badanie węzła nr 4 robota ARM-200 z ustawionymi progami nieczułości siły na 3 N
Fig. 7.3. Testing node no. 4 of the ARM-200 robot with force dead zones set to 3 N

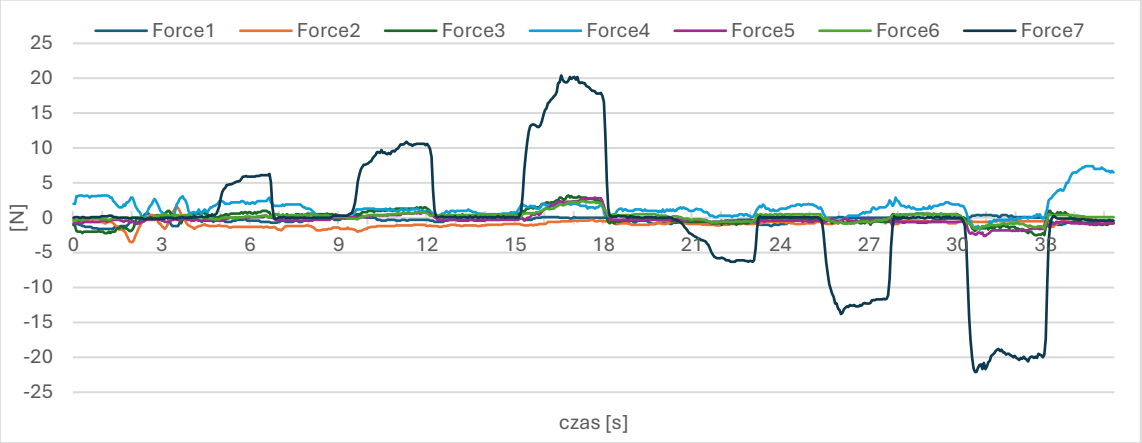
7.3. Wyznaczenie progów nieczułości sił dla robota arm-200

Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów można zauważyć istotną rolę progów nieczułości torów pomiarowych siły robota. By określić wymagane ustawienia progów nieczułości dla wszystkich węzłów robota, przeprowadzono kolejny eksperyment, w którym badano interakcję czujników sił pomiędzy sobą. W eksperymencie zostały unieruchomione napędy robota, a następnie wywierano siły zgodnie z przyjętym schematem, kolejno na każdy czujnik siły, jednocześnie analizując odpowiedzi czujników robota, na które nie była wywierana intencjonalnie siła. Podczas eksperymentu ramię robota było ustawione w pozycji przedstawionej na rys. 7.4.



Rys. 7.4. Ustawienie ramienia robota ARM-200 podczas badania
Fig. 7.4. Positioning of the ARM-200 robot arm during testing

Podczas badania starano się wywierać kolejno siły: 5 N, 10 N, 20 N, -5 N, -10 N, -20 N. Rysunek 7.5 prezentuje przykład odpowiedzi czujników robota ARM-200 podczas wywierania siły na czujnik nr 7.



Rys. 7.5. Odpowiedzi czujników sił robota ARM-200 przy wywieraniu siły na czujnik nr 7
Fig. 7.5. Force sensor responses of the ARM-200 robot when applying force to sensor no. 7

Na podstawie przeprowadzonych badań dla każdego węzła robota zebrano w tab. 1 moduły wartości maksymalnych sił mierzonych przez węzły, na które nie wywierano w danym etapie badania siły. Dolny wiersz tabeli prezentuje wartości maksymalne, występujące w danym węźle robota. Na podstawie tych wartości wyznaczono wartość progową, wynoszącą 6,4 N, powyżej której napęd robota może przejść do realizacji ruchu, jeżeli robot pracuje w trybie śledzenia ruchu.

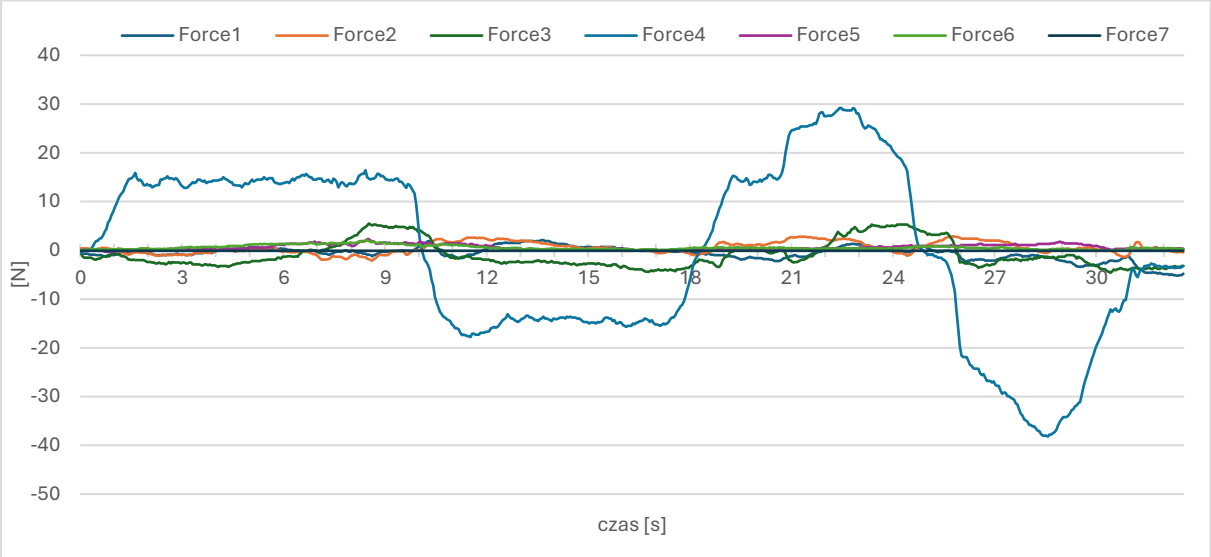
Tabela 1

Wyniki badania nieintencjonalnej aktywności czujników sił robota ARM-200

		Wartość maksymalna modułu wartości siły dla nacisku -20 N ÷ 20 N						
	Nr węzła	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
		[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]
Wybór badanego węzła	1.		4,60	5,70	3,90	1,40	1,70	0,70
	2.	6,10		3,90	4,80	0,80	0,50	0,10
	3.	2,10	2,70		5,10	0,60	1,10	0,70
	4.	2,40	2,30	4,80		1,60	0,50	0,60
	5.	0,60	2,50	1,20	0,80		1,50	6,40
	6.	2,40	1,60	3,10	1,20	1,60		1,60
	7.	0,40	1,20	1,50	1,30	0,80	0,80	
	Max.	6,10	4,60	5,70	5,10	1,60	1,70	6,40

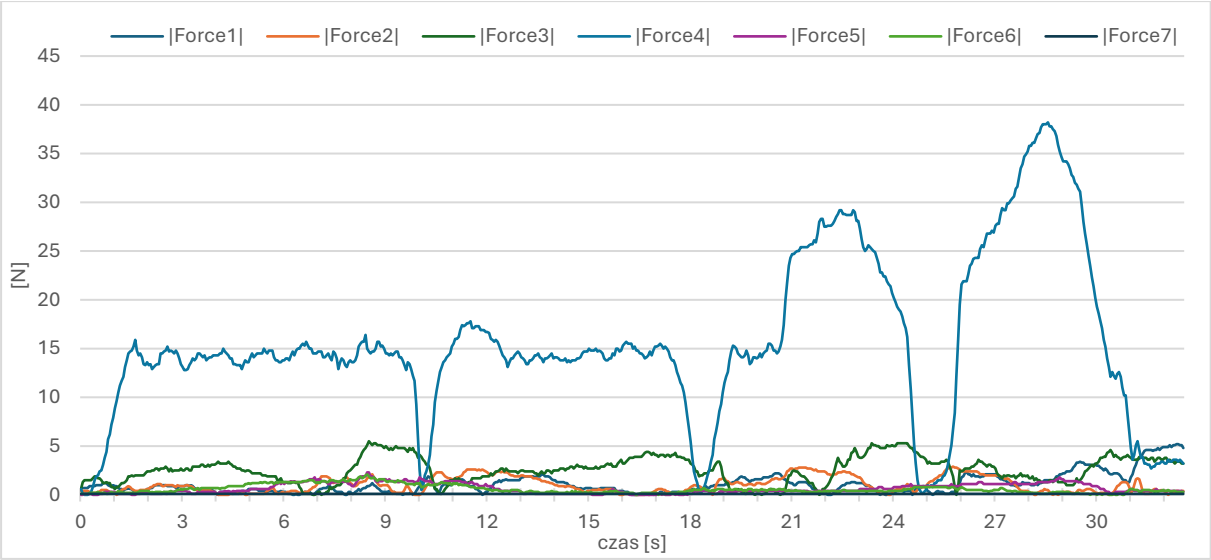
7.4. Walidacja trybu śledzenia ruchu z progami nieczułości

Po wyznaczeniu progu nieczułości dla robota na poziomie 6,4 N i ustawieniu takiego progu dla wszystkich węzłów w aplikacji sterującej pracą robota rehabilitacyjnego przeprowadzono badania walidujące algorytm sterowania pracą robota w trybie śledzenia ruchu z ustawionymi progami nieczułości. Badanie to polegało na wykonaniu dwóch serii ruchu zginania i prostowania w stawie łokciowym (węzeł nr 4) z różnymi prędkościami ruchu. Zarejestrowane siły działające na poszczególne węzły robota podczas badania przedstawiono na rys. 7.6. W badaniu tym sprawdzano wartości prędkości w poszczególnych węzłach.



Rys. 7.6. Wykres wartości sił w węzłach robota podczas zginania w stawie łokciowym
Fig. 7.6. Force sensor responses of the ARM-200 robot when applying force to sensor no. 7

Z uwagi na fakt, że próg nieczułości dotyczy wartości bezwzględnej siły, wyliczono moduły z uzyskanych wartości sił nacisku w węzłach robota, co prezentuje rys. 7.7.



Rys. 7.7. Wykres modułów wartości sił w węzłach robota podczas zginania w stawie łokciowym
Fig. 7.7. Graph of force magnitude values in the robot nodes during elbow flexion

W tab. 2 zestawiono wartości średnie oraz maksymalne wyznaczone z przebiegów sił i prędkości kątowych zarejestrowanych w poszczególnych węzłach robota podczas badania. Analiza danych zestawionych w tabeli jednoznacznie wskazuje, że w żadnym węźle, oprócz węzła 4, nie został przekroczony próg nieczułości. Co ważne, w każdym węźle, oprócz napędzanego węzła nr 4, wartości średnia i maksymalna modułu prędkości kątowej były równe zero. Oznacza to prawidłowe działanie układu sterowania w trybie śledzenia ruchu. Wprowadzone progi nieczułości zapewniły brak ruchu w węzłach nieaktywnych. Żaden z węzłów robota, oprócz aktywnego węzła nr 4, nie przekroczył poziomu siły aktywującej napęd robota.

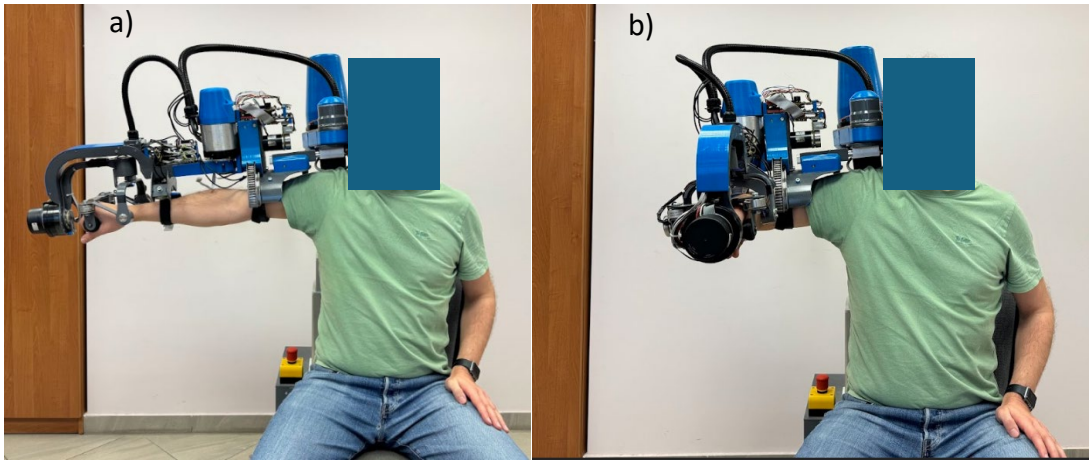
Tabela 2

Wartości sił i prędkości zarejestrowanych podczas badania
z progiem nieczułości 6,4 N

	Wartość średnia modułu siły	Wartość maksymalna modułu siły	Wartość średnia modułu prędkości	Wartość maksymalna modułu prędkości
Nr węzła	[N]	[N]	[rpm]	[rpm]
1.	0,98	5,20	0,00	0,00
2.	0,90	2,90	0,00	0,00
3.	2,18	5,50	0,00	0,00
4.	13,56	38,20	1,23	4,40
5.	0,61	2,30	0,00	0,00
6.	0,51	2,10	0,00	0,00
7.	0,08	0,10	0,00	0,00

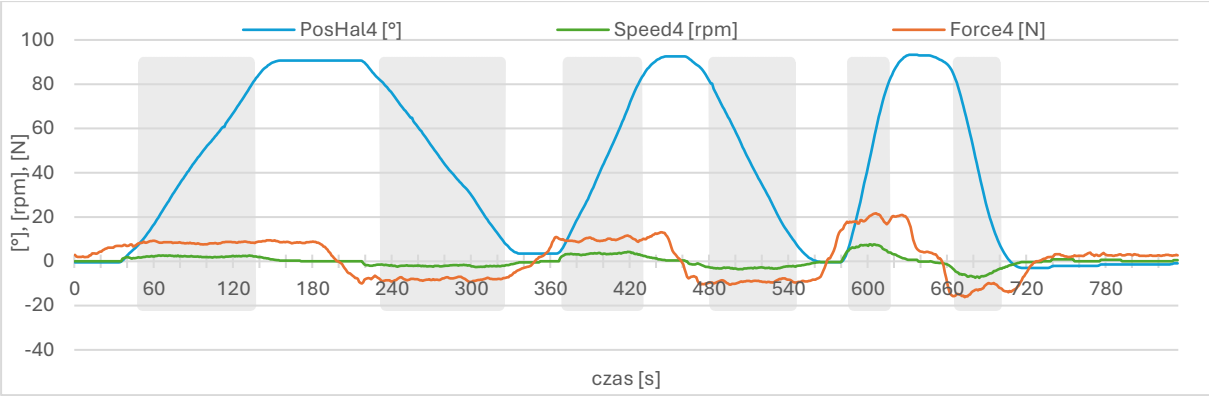
7.5. Kontrola prędkości w trybie śledzenia ruchu

Celem kolejnego badania była walidacja algorytmu sterowania napędami robota pracującego w trybie śledzenia ruchu. W badaniu tym sprawdzano zależność siły wywieranej na uzyskaną prędkość ruchu ramienia robota. Badaniu poddano węzeł nr 4 robota, odpowiedzialny za zgięcie w stawie łokciowym. By zredukować potencjalny wpływ sił grawitacji na prędkość ruchu kończyny, badanie przeprowadzono w pozycji, w której kończynę górną odwiedziono do około 90°. Podczas badania robot został ustawiony w trybie śledzenia ruchu z progiem nieczułości ustawionym na wartość 6 N. Pozycją początkową kończyny był wyprostowany staw łokciowy (rys. 7.8a), następnie staw łokciowy był zginany do pozycji 90° (rys. 7.8b). Wykonano trzy pełne cykle prostowania i zginania stawu łokciowego, zadając w każdym cyklu większą siłę nacisku.



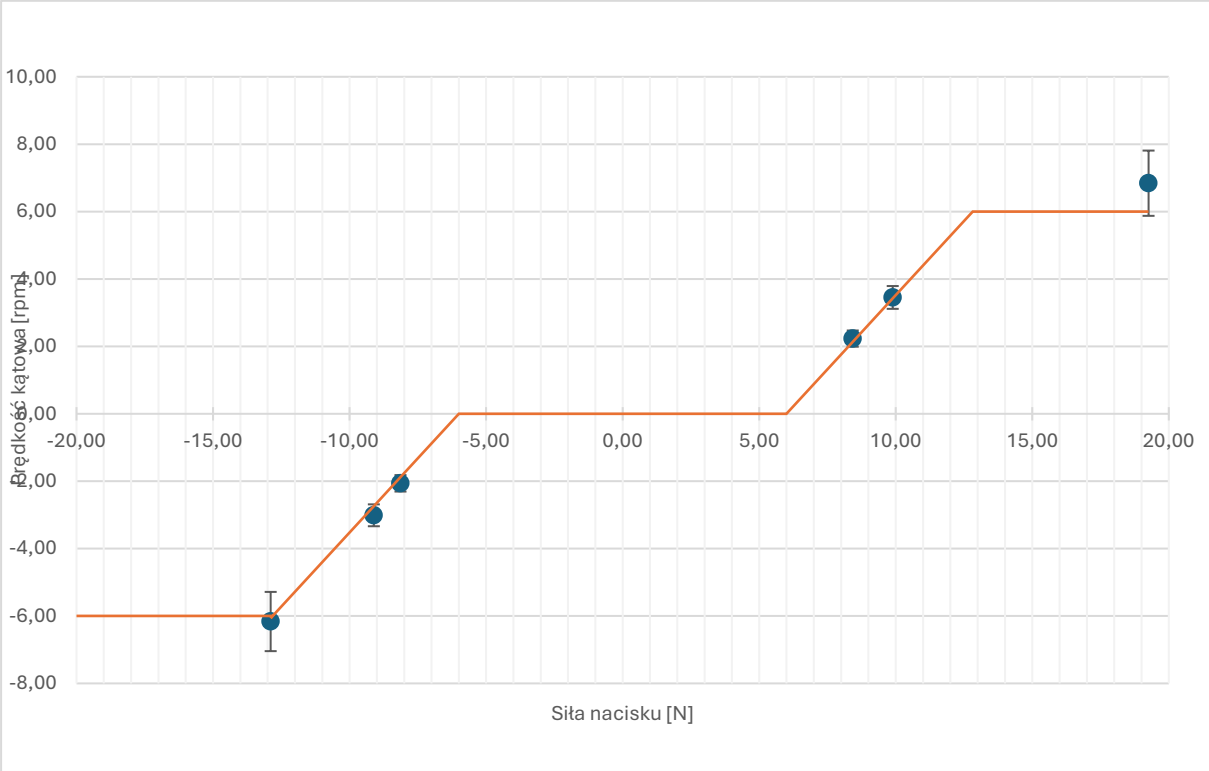
Rys. 7.8. Badanie węzła nr 4 robota ARM-200 w odwiedzeniu kończyny
Fig. 7.8. Testing node no. 4 of the ARM-200 robot in limb abduction

Analizę uzyskanych prędkości przeprowadzono w przedziale kątowym ramienia robota od 10° do 80°, które zostały na rys. 7.9 zaznaczone szarym tłem.



Rys. 7.9. Badanie prędkości ruchu ramienia robota ARM-200 w węźle nr 4
Fig. 7.9. Testing the movement speed of the ARM-200 robot arm in node no. 4

Wykres na rys. 7.10 przedstawia zmierzone prędkości ruchu dla przyłożonych podczas eksperymentu sił. Dodatkowo linia czerwona pokazuje oczekiwaną odpowiedź układu sterowania z obszarem nieczułości dla sił w przedziale ±6 N i ograniczeniem prędkości do 6 obr/min. Jak widać na wykresie, uzyskane prędkości znajdują się w pobliżu założonych wartości prędkości, co potwierdza poprawność działania opracowanego układu sterowania pracującego w trybie śledzenia ruchu.



Rys. 7.10. Pomiar prędkości w zależności od przyłożonej siły; kolorem czerwonym zaznaczono zakładaną odpowiedź układu sterowania
Fig. 7.10. Measurement of speed as a function of applied force; the assumed system response is marked in orange

7.6. Podsumowanie i wnioski

Uzyskane wyniki przeprowadzonych badań walidacyjnych elementów układu sterowania robota rehabilitacyjnego kończyn górnych potwierdziły poprawność działania oraz spełnienie wymagań funkcjonalnych wykonanego prototypu robota rehabilitacyjnego.

Dane z czujników pomiarowych siły, umieszczonych w poszczególnych węzłach robota rehabilitacyjnego, można wykorzystać do automatycznej detekcji intencji ruchu w stawach kończyny górnej pacjenta oraz do sterowania trajektorią ruchu robota. Wprowadzenie w algorytmie sterowania ruchami robota minimalnej siły wymaganej do aktywacji napędów przyczyni się do zwiększenia bezpieczeństwa pacjenta przez wyeliminowanie niepożądanych ruchów robota.

Bibliografia

1. „INFORMACJA Rządu Rzeczypospolitej Polskiej o działaniach podejmowanych w 2021 r. na rzecz realizacji postanowień uchwały Sejmu Rzeczypospolitej Polskiej z dnia 1 sierpnia 1997 r. KARTA PRAW OSÓB NIEPEŁNOSPRAWNYCH", Warszawa, 2022. [Online]. Dostępne na: https://www.sejm.gov.pl/Sejm9.nsf/druk.xsp?nr=2483
2. Janik J., „Egzoszkielety, roboty rehabilitacyjne – to już się dzieje. Przed nami przyszłość rehabilitacji medycznej", 13 grudzień 2021. [Online]. Dostępne na: https://www.rynekzdrowia.pl/Uslugi-medyczne/Egzoszkielety-roboty-rehabilitacyjne-to-juz-sie-dzieje-Przed-nami-przyszlosc-rehabilitacji-medycznej,227602,8.html
3. Michnik A., Sobiech M., Wołoszyn J., Urzeniczok M., Sobotnicki A., Kowolik R., Cygoń K.: "ARM-200 Upper Limb Rehabilitation Robot", Innovations in Biomedical Engineering, 2023, DOI: 10.1007/978-3-030-99112-8_34
4. Sobiech M., Michnik A., Chuchnowska I., Karpiel I., Wolański W.: "Analysis of the Kinematics of an Upper Limb Rehabilitation Robot", Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2024, DOI: 10.37190/ABB-02386-2024-02
5. Michnik A., Michnik R., Sobiech M.: „Analysis of the impact of using a non-real-time operating system on the quality of the rehabilitation robot control", Innovations in Biomedical Engineering 2023, 2024, s. 207-214, DOI: 10.1007/978-3-031-52382-3_23

INŻYNIERNIA BIOMEDYCZNA
WYBRANE ZAGADNIENIA

Streszczenie

Niniejsza monografia stanowi interdyscyplinarne opracowanie zagadnień z zakresu inżynierii biomedycznej, w tym biomechaniki oraz robotyki rehabilitacyjnej. Autorzy podejmują analizę różnych aspektów modelowania, projektowania oraz badań nad rozwiązaniami wspomagającymi diagnostykę i leczenie pacjentów m.in. z ograniczeniami ruchowymi.

Badania kinematyczne metod wchodzenia i wychodzenia z łóżka to tematyka, której poświęcony jest pierwszy rozdział niniejszej pracy. Autorzy przeprowadzili analizę biomechaniczną trzech technik pionizacji, wykorzystując system rejestracji ruchu oraz platformę do pomiaru rozkładu nacisku stóp na podłoże. Wyniki badań dostarczają cennych informacji na temat mechaniki ruchu oraz wskazują potencjalne obszary zastosowania w rehabilitacji pacjentów z ograniczeniami motorycznymi.

Kolejny rozdział przedstawia parametryczny model aorty człowieka jako narzędzie wspierające pracę lekarzy i inżynierów. Podkreślono znaczenie nowoczesnych technologii, takich jak modele CAD i druk 3D, w odwzorowywaniu geometrii naczyń krwionośnych. Omówiono również anatomię aorty oraz możliwości dostosowania modelu do indywidualnych przypadków klinicznych. Autorzy podkreślają potencjał praktyczny modelu w trzech kluczowych obszarach: dydaktyce, medycynie i inżynierii. Możliwość wykorzystania modelu w edukacji medycznej jako narzędzia do treningu chirurgów czy symulacji zabiegów znacznie podnosi jego wartość aplikacyjną.

Następny rozdział dotyczy analizy stabilizacji kręgosłupa lędźwiowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Opisano proces modelowania, własności materiałowe oraz warunki brzegowe, co pozwoliło na wiarygodne odwzorowanie układu biomechanicznego kręgosłupa lędźwiowego. Przeprowadzona analiza wpływu stabilizacji na przemieszczenia i naprężenia kręgosłupa potwierdza skuteczność zastosowanych implantów, co ma istotne znaczenie dla chirurgii kręgosłupa i rehabilitacji pacjentów. Opisane podejście może być cennym wsparciem w planowaniu leczenia i rozwoju technik operacyjnych kręgosłupa lędźwiowego.

Rozdział dotyczący modelowania rekonstrukcji żuchwy prezentuje metody planowania operacji oraz zastosowanie nowoczesnych technologii, do których należy wirtualne modelowanie. Przeanalizowano anatomiczne i biomechaniczne właściwości żuchwy oraz potencjał materiałów biomorficznych w poprawie jakości rekonstrukcji żuchwy i jej funkcjonalności. Szczególną uwagę poświęcono roli komputerowego wspomagania planowania operacji chirurgicznych w optymalizacji efektów leczenia. Zaprezentowane biomechaniczne ujęcie problematyki rekonstrukcji żuchwy stanowi cenne źródło wiedzy dla specjalistów w tej dziedzinie.

Projektowanie mechatronicznych urządzeń pionizujących dla osób z niepełnosprawnością to zagadnienie, które zostało szeroko omówione w kolejnym rozdziale niniejszej pracy. Przeprowadzono analizę dostępnych technologii oraz koncepcję innowacyjnego urządzenia, zwiększającego mobilność pacjentów. Opisano zastosowanie kół omnikierunkowych i modułowego systemu pionizacji, które poprawiają funkcjonalność i ergonomię urządzenia. Zaprezentowano również przegląd dostępnych rozwiązań oraz własną koncepcję urządzenia, uwzględniającą manewrowość, łatwość obsługi i dostosowanie do użytkownika. Realizacja prototypu opracowanego urządzenia potwierdziła poprawność działania układu sterowania oraz poprawny dobór materiałów i komponentów.

Rozdział dotyczący projektowania struktury mechanicznej egzoszkieletu kończyny górnej koncentruje się na aspektach technicznych oraz biomechanicznych tego zagadnienia. Podkreślono znaczenie walidacji konstrukcji dla potwierdzenia skuteczność zastosowanych rozwiązań oraz zapewnienia bezpieczeństwa użytkowników. Opisany proces projektowania stanowi wartościowy materiał, który może być inspiracją do dalszego rozwoju egzoszkieletów rehabilitacyjnych.

Ostatni rozdział monografii dotyczy badań nad trybem śledzenia ruchu robota rehabilitacyjnego. Przedstawiono algorytmy sterowania umożliwiające precyzyjne odwzorowanie trajektorii ruchu oraz inteligentne dostosowanie oporu w ćwiczeniach. Opisano eksperymenty związane z wyznaczeniem progów nieczułości siły, które eliminują niepożądane ruchy robota, zapewniając bezpieczeństwo pacjenta. Wyniki badań potwierdziły skuteczność algorytmu sterowania oraz możliwość precyzyjnego wykrywania intencji ruchowych pacjenta.

Podjęta w pracy problematyka obejmuje interdyscyplinarne zagadnienia z zakresu inżynierii biomedycznej. Opisane zagadnienia podkreślają znaczenie nowoczesnych technologii w medycynie oraz potencjał innowacyjnych rozwiązań w poprawie jakości życia pacjentów. Monografia dostarcza wartościowej wiedzy na temat nowoczesnych metod analizy biomechanicznej, modelowania struktur anatomicznych oraz

projektowania innowacyjnych urządzeń rehabilitacyjnych. Prezentowane badania modelowe i eksperymentalne dostarczają cennych informacji, które mogą przyczynić się do rozwoju inżynierii biomedycznej i medycyny, otwierając nowe perspektywy dla diagnostyki i terapii pacjentów.

BIOMEDICAL ENGINEERING
SELECTED ISSUES

Abstract

This monograph provides an interdisciplinary analysis of biomedical engineering topics, including biomechanics and rehabilitation robotics. The authors explore various aspects of modeling, design, and research on solutions supporting the diagnosis and treatment of patients, including those with movement impairments.

The first chapter focuses on kinematic studies of methods for getting in and out of bed. The authors performed a biomechanical analysis of three verticalization techniques using a motion capture system and a platform for measuring foot pressure distribution. The results provide valuable insights into the mechanics of movement and suggest potential areas for application in the rehabilitation of patients with motor impairments.

The next chapter presents a parametric model of the human aorta as a tool supporting the work of doctors and engineers. The significance of modern technologies such as CAD models and 3D printing in reproducing the geometry of blood vessels is emphasized. The anatomy of the aorta and the possibilities for customizing the model for individual clinical cases are discussed. The authors highlight the practical potential of the model in three key areas: education, medicine, and engineering. The model's use in medical education, as a tool for training surgeons or simulating procedures, greatly enhances its applicative value.

The following chapter addresses the analysis of lumbar spine stabilization using the finite element method. The modeling process, material properties, and boundary conditions are described, allowing for accurate representation of the lumbar spine's biomechanical system. The analysis of the impact of stabilization on spine displacement and stress confirms the effectiveness of the implants used, which is crucial for spine surgery and patient rehabilitation. This approach may serve as valuable support in planning treatment and developing lumbar spine surgical techniques.

The chapter on mandibular reconstruction modeling presents surgical planning methods and the application of modern technologies, including virtual modeling. The anatomical and biomechanical properties of the mandible and the potential of biomorphic materials to improve the quality and functionality of mandibular reconstructions are analyzed. Special attention is given to the role of computer-assisted surgical planning in optimizing treatment outcomes. This biomechanical approach to mandibular reconstruction provides valuable knowledge for specialists in this field.

The next chapter explores the design of mechatronic devices for the verticalization of people with disabilities. An analysis of available technologies and the concept of an innovative device increasing patient mobility is presented. The use of omnidirectional wheels and a modular verticalization system that enhance the device's functionality and ergonomics is described. The chapter also includes a review of existing solutions and a proposed design concept, considering maneuverability, ease of use, and user adaptability. The prototype of the developed device has confirmed the correct operation of the control system and the proper selection of materials and components.

The chapter on the mechanical structure design of an upper limb exoskeleton focuses on the technical and biomechanical aspects of this issue. The importance of validating the structure to confirm the effectiveness of the applied solutions and ensure user safety is emphasized. The described design process serves as a valuable resource that can inspire further development of rehabilitation exoskeletons.

The final chapter of the monograph addresses research on the motion tracking mode of a rehabilitation robot. Control algorithms that enable precise motion trajectory reproduction and intelligent resistance adjustment during exercises are presented. Experiments related to determining the force insensitivity thresholds, which eliminate unwanted robot movements and ensure patient safety, are described. The research results confirmed the effectiveness of the control algorithm and the ability to precisely detect the patient’s movement intentions.

The issues addressed in this work cover interdisciplinary topics in biomedical engineering. The described matters emphasize the importance of modern technologies in medicine and the potential of innovative solutions to improve the quality of life of patients. The monograph provides valuable knowledge on modern methods of biomechanical analysis, anatomical structure modeling, and the design of innovative rehabilitation devices. The presented model-based and experimental studies provide valuable information that can contribute to the development of biomedical engineering and medicine, opening new perspectives for patient diagnosis and therapy.

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ
ul. Akademicka 5, 44-100 Gliwice
tel. (32) 237-13-81
wydawnictwo@polsl.pl
www.wydawnictwopolitechniki.pl

UIW 48600

Sprzedaż i Marketing
tel. (32) 237-18-48
wydawnictwo_mark@polsl.pl

Ark. wyd. 10

e-wydanie
Monografia 1058

Wydawnictwo Politechniki Śląskiej
44-100 Gliwice, ul. Akademicka 5
tel. (32) 237-13-81
www.wydawnictwopolitechniki.pl Dział
Sprzedaży i Reklamy
tel. (32) 237-18-48
e-mail: wydawnictwo_mark@polsl.pl
http://www.polsl.pl/rjo2-wps

e-ISBN 978-83-68390-02-5