Politechnika Śląska

# ROZPRAWA DOKTORSKA

„Modelowanie obciążeń lędźwiowego kręgosłupa człowieka podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych osób niepełnosprawnych na potrzeby wdrożenia nowego modelu łóżka rehabilitacyjnego”

**mgr inż. Magdalena Koperska**

PROMOTOR

prof. dr hab. inż. Wojciech Wolański

OPIEKUN

mgr inż. Bartosz Brud

ZABRZE 2026

*Pragnę z całego serca podziękować:*

*mojemu Promotorowi,* ***Panu Profesorowi Wojciechowi Wolańskiemu****, za nieocenione wsparcie merytoryczne, ogromną cierpliwość, życzliwość oraz wyrozumiałość dla mojego indywidualnego rytmu pracy. Dziękuję za spokój i zaufanie, z jakimi Pan Profesor towarzyszył mi na kolejnych etapach powstawania tej pracy. Jestem również wdzięczna za pozostawienie mi dużej swobody i autonomii naukowej, dzięki którym mogłam rozwijać własne pomysły, poszukiwać własnych rozwiązań i z przekonaniem realizować obrane cele badawcze.*

*Szczególne słowa wdzięczności kieruję również do mojego* ***Przyjaciela, Jacka****, który niespełna dziesięć lat temu, gdy stawałam przed wyborem drogi akademickiej, wskazał mi kierunek inżynierii biomedycznej. Ta jedna sugestia okazała się początkiem drogi, która w znacznym stopniu ukształtowała moją przyszłość zawodową i naukową, a jej zwieńczeń jest niniejsza praca.*

*Dziękuję także mojemu* ***Tacie*** *za nieustającą wiarę we mnie i w powodzenie każdego celu, którego się podejmowałam.*

# Spis treści

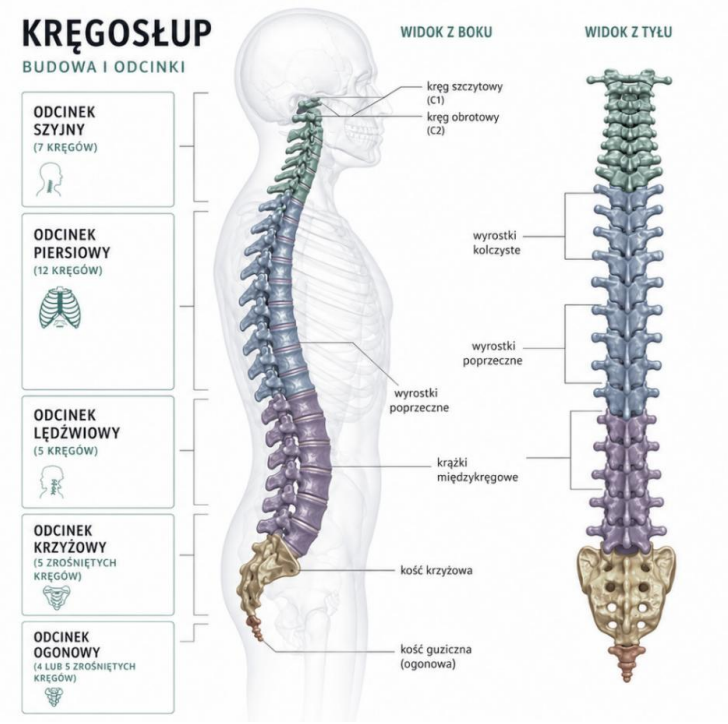

1. Budowa anatomiczna i biomechanika kręgosłupa ... 8
   a. Anatomia funkcjonalna kręgosłupa ... 9
   b. Biomechanika kręgosłupa ... 12
   c. Modelowanie obciążeń kręgosłupa ... 16
2. Przegląd literatury ... 29
   a. Badania ankietowe ... 31
   b. Badania obciążeń opiekunów/ pielęgniarek ... 35
   c. Przegląd rozwiązań rynkowych w zakresie łóżek typu floor-bed ... 39
3. Cel i zakres pracy ... 46
4. Badania ankietowe ... 48
   a. Charakterystyka grupy badawczej ... 48
   b. Metodyka ... 48
   c. Wyniki i analiza badań ankietowych ... 49
5. Badania biomechaniczne ... 53
   a. Metodyka i przebieg badań ... 53
6. Badania modelowe ... 59
   a. Obliczenia analityczne ... 60
   b. Segmentacja struktur anatomicznych i przygotowanie geometrii ... 67
   c. Analiza biomechaniczna w AnyBody ... 70
   d. Symulacja MES odcinka lędźwiowego kręgosłupa ... 75
7. Wyniki ... 81
   a. Wyniki obliczeń analitycznych ... 81
   b. Wyniki ANYBODY ... 84
   c. Wyniki MES ... 87
8. Prace projektowe ... 92
   a. Wymagania dla projektowanego łóżka rehabilitacyjnego ... 92
   b. Postać konstrukcyjna ... 96
   c. Dobór materiałów i technologii wykonania ... 99
   d. Analiza wytrzymałościowa MES. Modyfikacja i optymalizacja konstrukcji ... 106
   e. Opracowanie konstrukcji ... 107
   f. Podsumowanie prac projektowych ... 108
9. Wnioski końcowe ... 110
10. Kierunek dalszych badań ... 117
11. Streszczenie ... 118
12. Abstract ... 119
13. Bibliografia ... 120
14. Spis rysunków i tabel ... 124

## Wstęp

W dobie starzejącego się społeczeństwa, siedzącego trybu życia i rozwoju chorób cywilizacyjnych, aspekt dotyczący narządu ruchu, w tym szczególnie kręgosłupa, staje się jeszcze bardziej istotny. Kręgosłup stanowi podstawę dla całego ciała człowieka, a jego biomechaniczne zachowanie opiera się na nierozłącznej interakcji kręgów, krążków międzykręgowych, więzadeł i chrząstki oraz mięśni okołokręgosłupowych. Niestety, z uwagi na opisany schemat życia, w który wpisuje się większość społeczeństwa, jest on jeszcze bardziej narażony na schorzenia – zarówno te wynikające z bezpośredniego urazu, jak i te, które są efektem długotrwałych zaniedbań. Należy zwrócić uwagę, że dolegliwości bólowe kręgosłupa potrafią bardzo pogorszyć ogólne samopoczucie, a także mieć bezpośredni wpływ na wykonywaną pracę. Istotną rolę w tej kwestii pełnią czynniki wpływające na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego. Oznacza to, że określony typ obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego jest bezpośrednio zależny od tego, jakie czynności wykonujemy i w jaki sposób to robimy. Grupą szczególnie narażoną na wspomniane problemy są pracownicy służby zdrowia oraz opiekunowie osób niepełnosprawnych i zależnych. Osoby te w codziennej pracy nieustannie przyjmują pozycje przeciążające przede wszystkim odcinek lędźwiowy kręgosłupa. Wykonywanie czynności takich jak podnoszenie, obracanie czy przemieszczanie pacjentów o ograniczonej mobilności wymaga znacznego nakładu siły fizycznej i często odbywa się w warunkach naruszających zasady ergonomii. W redukcji tych ogromnych obciążeń kluczową rolę odgrywa specjalistyczny sprzęt do opieki i transferu – m.in. podnośniki, podkłady, pionizatory czy łóżka rehabilitacyjne. Choć nowoczesne rozwiązania technologiczne mają na celu ochronę zdrowia opiekunów i poprawę komfortu podopiecznych, to ich efektywność zależy zarówno od dostępności takich urządzeń w codziennej praktyce, jak i od prawidłowej wiedzy dotyczącej ich obsługi i zasad biomechaniki ruchu.

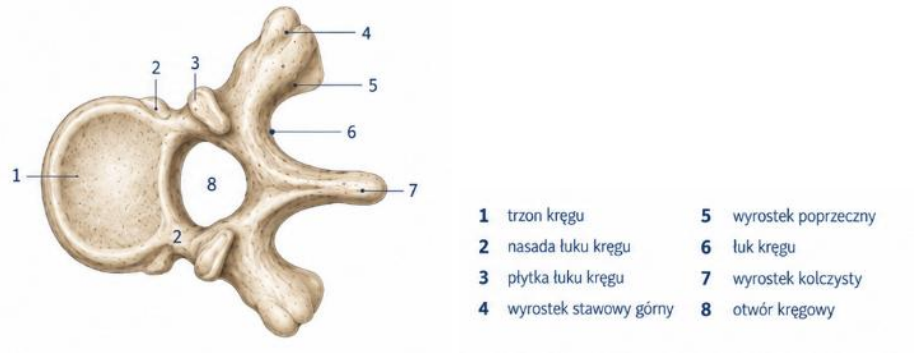
# 1. Budowa anatomiczna i biomechanika kręgosłupa

Kręgosłup przebiega w płaszczyźnie pośrodkowej ciała i grzbietowej tułowia, i szyi. Jest to ruchomy słup kostny, który charakteryzują naturalne krzywizny, lordoza szyjna i lędźwiowa (do przodu), piersiowa i krzyżowa – kifoza (do tyłu). Długość kręgosłupa stanowi 2/5 długości ciała [1], [2]. Kręgosłup składa się z 33-34 kręgów, ułożonych jeden na drugim. Dzielą się one na grupy, tym samym dzieląc kręgosłup na odcinek szyjny, piersiowy, lędźwiowy i krzyżowy oraz kręgi odcinka ogonowego (Rys.1). Do struktur kręgosłupowych zalicza się kolejno: kręgi, krążki międzykręgowe, więzadła, połączenia stawowe oraz mięśnie.




*Rys. 1 Kręgosłup- budowa*
*[grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

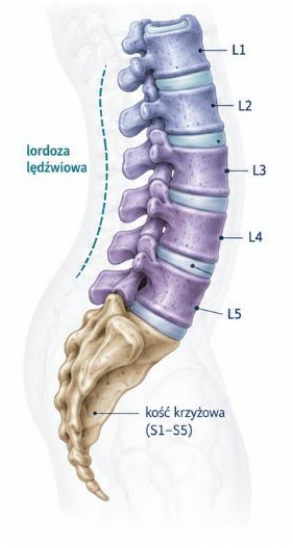
Kręgi, z których złożony jest kręgosłup, w zależności od odcinka, w którym się znajdują, różnią się między sobą kształtem i wielkością, wynika to z funkcji jakie pełnią względem całego układu ruchu, ale posiadają kilka cech wspólnych dla każdego kręgu [1], [4]. Standardowo kręg składa się z trzonu odpowiadającego za dźwiganie masy ciała oraz łuku, który chroni rdzeń kręgowy. Od łuku każdego kręgu odchodzi 7 wyrostków (kolczysty, stawowe górne i dolne, poprzeczne). Stanowią one ramiona dźwigni dla przyczepów mięśni (Rys.2) [5].




*Rys. 2 Budowa kręgu lędźwiowego*
*[grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

a. Anatomia funkcjonalna kręgosłupa

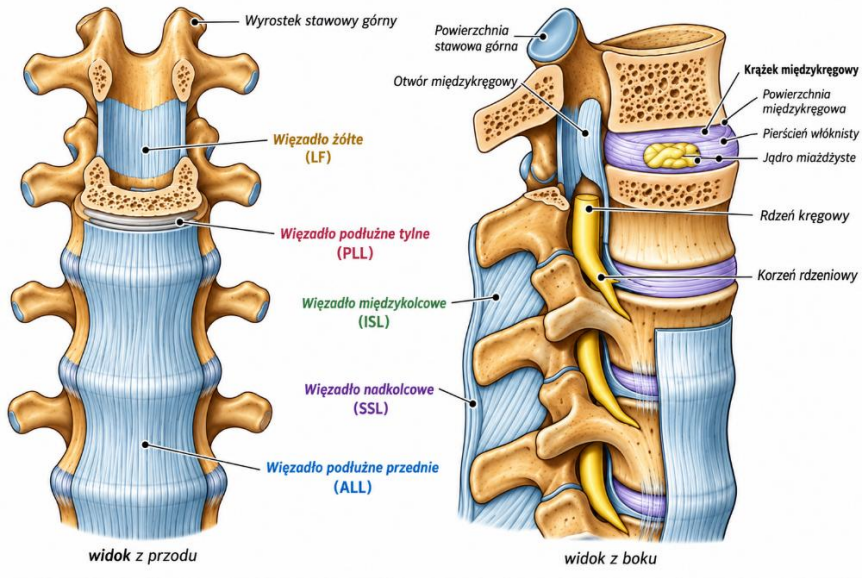
Odcinek lędźwiowy kręgosłupa składa się z pięciu kręgów L1–L5 i wraz z połączeniem lędźwiowo-krzyżowym L5–S1 stanowi element układu przenoszącego obciążenia pomiędzy górną częścią ciała a miednicą.




*Rys. 3 Budowa odcinka lędźwiowo-krzyżowego L5–S1*
*[Opracowanie własne, grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

Kręgi tego odcinka charakteryzują się zróżnicowaniem geometrycznym dotyczącym między innymi szerokości i głębokości górnych oraz dolnych powierzchni trzonów, a także ich wysokości przedniej i tylnej. Parametry te zmieniają się pomiędzy poziomami L1–L5, co jest związane z odmiennymi warunkami anatomicznymi i mechanicznymi występującymi w poszczególnych segmentach. Szczególną geometrią charakteryzuje się trzon kręgu L5, dla którego występuje większa różnica pomiędzy wysokością części przedniej i tylnej niż w wyżej położonych kręgach lędźwiowych. Klinowaty kształt L5, wraz z geometrią krążków międzykręgowych, uczestniczy w kształtowaniu fizjologicznej lordozy lędźwiowej. Parametry

geometryczne kręgów wykazują również zmienność zależną od wieku i płci, co ma znaczenie przy tworzeniu i interpretacji modeli biomechanicznych oraz numerycznych. Elementy tylne kręgów, w tym wyrostki stawowe, poprzeczne i kolczyste, stanowią miejsca połączeń stawowych oraz przyczepów mięśni i więzadeł, uczestnicząc tym samym w stabilizacji i kontroli ruchu kręgosłupa [6]. Szczególne znaczenie biomechaniczne ma połączenie L5–S1, stanowiące obszar przejściowy pomiędzy ruchomym odcinkiem lędźwiowym a kością krzyżową. Ze względu na geometrię tego połączenia oraz nachylenie powierzchni kości krzyżowej, obciążenia działające w obrębie segmentu L5–S1 przede wszystkim obejmują składowe ściskające i ścinające [1].



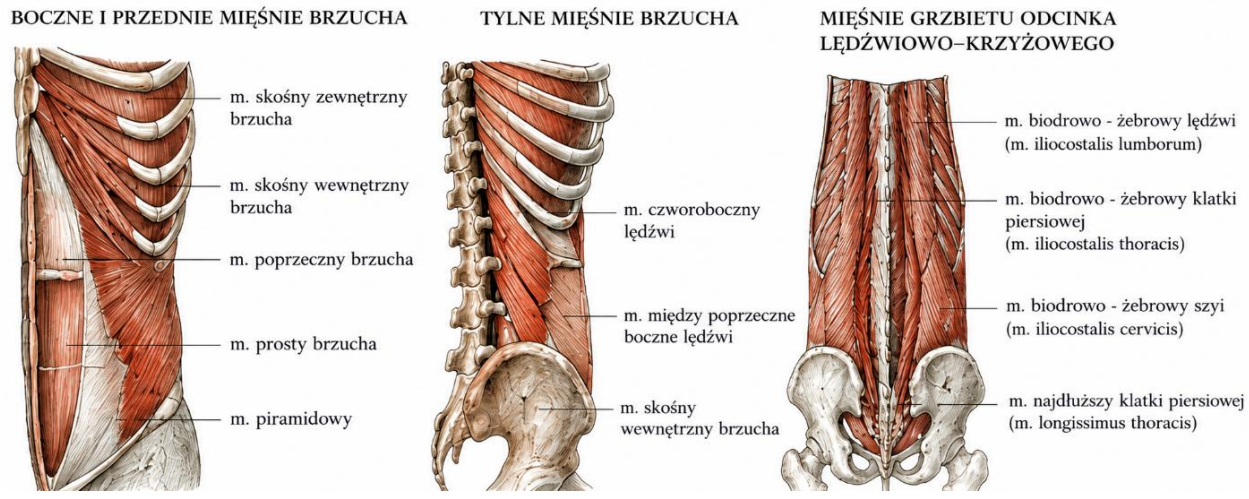

*Rys. 4 Przebieg więzadeł długich i krótkich w przekroju strzałkowym kręgosłupa Opracowanie własne, grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

Istotnym elementem funkcjonalnym odcinka lędźwiowego są krążki międzykręgowe, których geometria i właściwości mechaniczne wpływają na sposób przenoszenia obciążeń oraz ruchomość poszczególnych segmentów. Krążek międzykręgowy znajduje się pomiędzy trzonami sąsiednich kręgów i składa się z zewnętrznego pierścienia włóknistego oraz położonego centralnie, silnie uwodnionego, galaretowatego jądra miażdżystego. Krążek ograniczony jest od góry i dołu płytkami granicznymi. Do jego podstawowych funkcji należy przenoszenie i rozpraszanie obciążeń, umożliwienie względnego ruchu sąsiednich kręgów oraz współudział w stabilizacji segmentu ruchowego. Kształt krążków współuczestniczy również w kształtowaniu fizjologicznej lordozy lędźwiowej.

Stawy międzywyrostkowe stanowią wraz z dyskiem punkt podparcia dla kręgosłupa. Tworzone są przez górne i dolne wyrostki stawowe sąsiednich kręgów. Wraz z krążkiem międzykręgowym uczestniczą w przenoszeniu obciążeń, stabilizacji segmentu oraz ograniczaniu nadmiernych ruchów kręgosłupa.

Więzadła zbudowane są z tkanki łącznej włóknistej, pracują podczas rozciągania. Ich zadaniem jest utrzymanie kręgów we właściwym położeniu względem siebie i uczestniczą także w zapewnieniu stabilności kręgosłupa. Więzadła dzielą się na krótkie (działają na dwa połączone kręgi) i długie (przechodzą przez kilka segmentów ruchowych). Do najważniejszych więzadeł odcinka lędźwiowego należą więzadła podłużne przednie i tylne, więzadła żółte, międzykolcowe, nadkolcowe, międzypoprzeczne oraz torebki stawowe. Struktury te pracują przede wszystkim podczas rozciągania, ograniczając nadmierne ruchy i wspomagając bierną stabilizację kręgosłupa [3].

Mięśnie stabilizujące odcinka lędźwiowego pełnią funkcję zarówno stabilizacyjną, jak i motoryczną. Do istotnych grup należą między innymi prostowniki grzbietu, mięsień wielodzielny, mięsień czworoboczny lędźwi oraz mięśnie brzucha. Generowane przez nie siły umożliwiają stabilizację kręgosłupa i równoważenie momentów zewnętrznych, wpływając jednocześnie na obciążenia wewnętrzne struktur odcinka lędźwiowego [3].



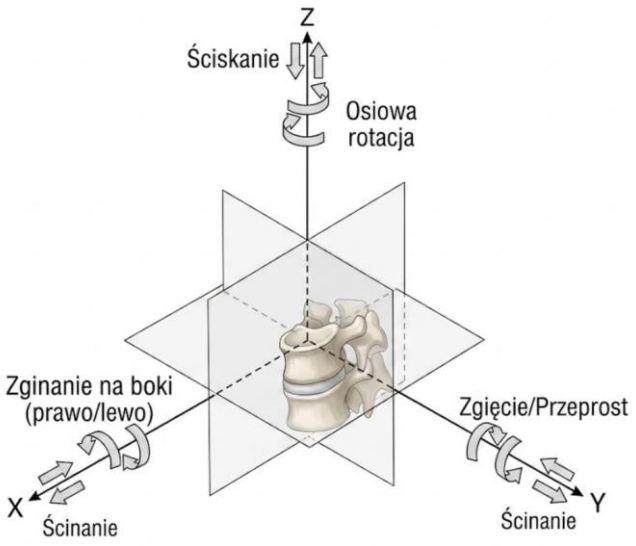

*Rys. 5 Mięśnie stabilizujące kręgosłup [grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

b. Biomechanika kręgosłupa

Kręgosłup, będący podstawowym i istotnym składnikiem układu ruchu, spełnia trzy podstawowe funkcje [4]:

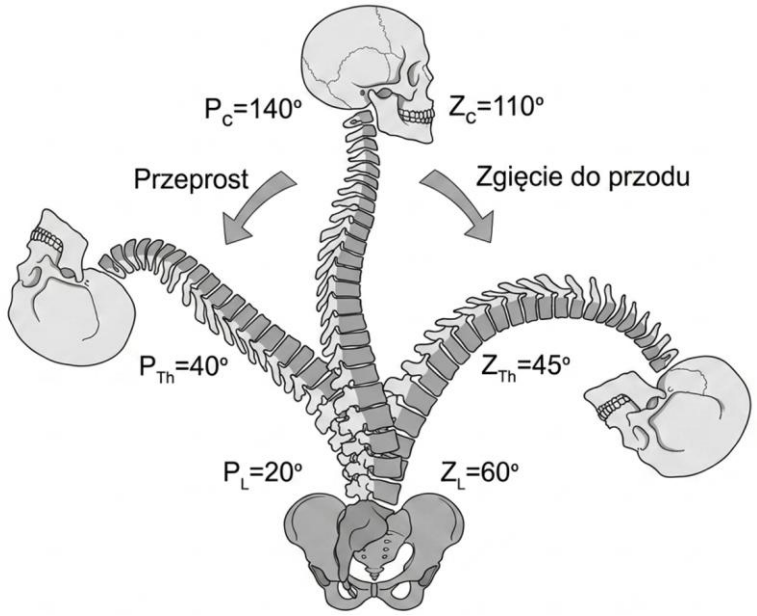
- ochrona rdzenia kręgowego,
- narząd ruchu,
- narząd podpory ciała.

Z punktu widzenia biomechaniki szczególne znaczenie ma jego zdolność do przenoszenia obciążeń przy jednoczesnym umożliwieniu ruchu w trzech płaszczyznach (Rys. 6). Ruch kręgosłupa zachodzi w trzech głównych płaszczyznach i obejmuje zgięcie oraz wyprost, zgięcie boczne oraz rotację osiową. Zakres ruchu jest zróżnicowany pomiędzy poszczególnymi odcinkami kręgosłupa i wynika z ich budowy anatomicznej oraz geometrii połączeń międzykręgowych. Oprócz ruchu na struktury kręgosłupa działają siły ściskające i ścinające oraz momenty zginające i skręcające.




*Rys. 6 Osie ruchu i podstawowe ruchy wykonywane w segmentach kręgosłupa [1]*
*Zmodyfikowane z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

Odcinek lędźwiowy charakteryzuje się największą ruchomością w płaszczyźnie strzałkowej. Pełny zakres ruchu zgięciowo-wyprostnego L1–L5 wynosi około 95°, z czego około 60° przypada na zgięcie, a 35° na wyprost. Zgięcie boczne jednostronne całego odcinka wynosi około 20°, natomiast ruch rotacyjny jest znacznie bardziej ograniczony i osiąga około 5° (Rys. 7). Ograniczona rotacja osiowa wynika między innymi z orientacji powierzchni stawowych oraz geometrii krążków międzykręgowych [1], [3].




*Rys. 7 Zakres ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej [1]. Zmodyfikowane z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)]*

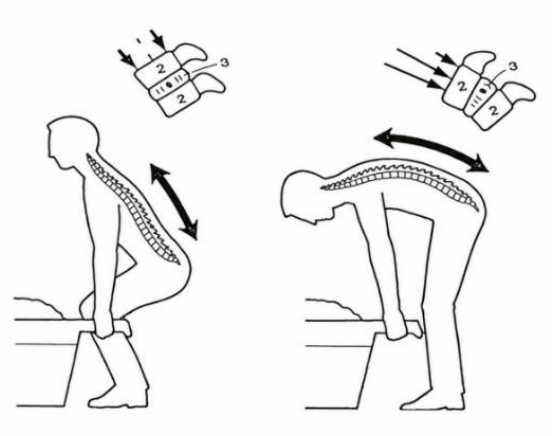
Zakres ruchu różni się pomiędzy poszczególnymi segmentami, przy czym największe wartości ruchu zgięciowo-wyprostnego występują w dolnych segmentach L4–L5 i L5–S1.

*Tabela 1 Zakres ruchu poszczególnych segmentów odcinka lędźwiowego [1]*

| Segment | Zgięcie i wyprost [°] | Zgięcie boczne jednostronne [°] | Rotacja osiowa jednostronna [°] |
|---|---|---|---|
| L1–L2 | 5–16 | 3–8 | 1–3 |
| L2–L3 | 8–18 | 3–10 | 1–3 |
| L3–L4 | 6–17 | 4–12 | 1–3 |
| L4–L5 | 9–21 | 3–9 | 1–3 |
| L5–S1 | 10–24 | 2–6 | 0–2 |

Przeciążeniem kręgosłupa nazywa się stan, w którym działające obciążenia prowadzą do przekroczenia zdolności adaptacyjnych i wytrzymałościowych jego struktur. Wyróżnia się dwa mechanizmy zniszczeń struktur kręgosłupa. Pierwszy wynika bezpośrednio z doznanego urazu, w którym nastąpiło wyraźne przekroczenie wartości granicznych wytrzymałości danych struktur. Drugi jest wynikiem normalnych czynności wykonywanych często i cyklicznie, szczególnie w nieergonomicznych pozycjach, co w ostateczności może prowadzić do zniszczenia zmęczeniowego [1].

Wartość obciążeń zależy między innymi od pozycji tułowia i sposobu wykonywania czynności. Wraz ze wzrostem pochylenia tułowia zwiększa się ramię działania ciężaru górnej części ciała i obciążenia zewnętrznego, co prowadzi do wzrostu momentu zginającego. Jego równoważenie wymaga zwiększenia aktywności mięśni prostujących grzbiet, a tym samym zwiększa siły wewnętrzne działające na odcinek lędźwiowy. Szczególne znaczenie mają obciążenia ściskające i ścinające oraz momenty działające w dolnych segmentach lędźwiowych, zwłaszcza L4–L5 i L5–S1, które są istotne podczas czynności wymagających pochylania, podnoszenia, pchania i ciągnięcia.

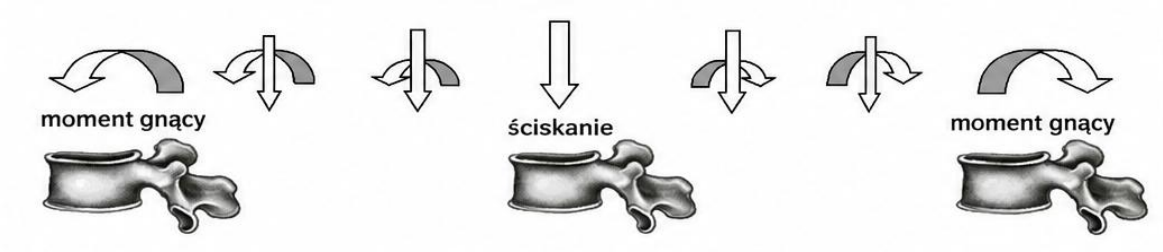


*Rys. 8 Wpływ sposobu podnoszenia ciężaru na rozkłady obciążeń w rejonie krążka międzykręgowego L5-S1 [1]*

W zależności od wartości, kierunku i czasu działania obciążeń wymienić następujące uszkodzenia [1]:

- stłuczenie kręgosłupa,
- rozerwanie stawów międzykręgowych,
- zwichnięcie i nadwichnięcie stawów międzykręgowych,
- rozerwanie i zmiażdżenie krążków międzykręgowych,
- złamania trzonów kręgowych,
- złamania łuków i wyrostków stawowych,
- złamania wyrostków kolczystych i poprzecznych.

Wymienione urazy zazwyczaj powstają w wyniku działania złożonego układu sił, z których szczególnie istotne są siły ściskające i ścinające oraz momenty zginające i skręcające [1].




Wartości graniczne obciążeń zależą od rodzaju analizowanej struktury oraz wieku. W badaniach eksperymentalnych wykazano wyraźne zróżnicowanie właściwości mechanicznych kręgów i krążków międzykręgowych, w tym struktur odcinka lędźwiowego [1].

*Tabela 2 Właściwości mechaniczne kręgów odcinka lędźwiowego (L1–L5) w zależności od grupy wiekowej, uzyskane w próbie ściskania [1]*

| | **20–39 lat** | **40–59 lat** | **60–79 lat** | **Średnia** |
|---|---|---|---|---|
| Maksymalna siła niszcząca [N] | 7300 ± 137 | 4770 ± 218 | 3080 ± 93 | 5050 |
| Wytrzymałość na ściskanie [MPa] | 6,4 ± 0,1 | 4,5 ± 0,2 | 3,1 ± 0,1 | 4,7 |
| Odkształcenie [%] | 5,6 ± 0,08 | 4,2 ± 0,08 | 3,2 ± 0,11 | 4,3 |

*Tabela 3 Właściwości mechaniczne krążków międzykręgowych odcinka lędźwiowego (L1–L5) dla grupy wiekowej 40–59 lat podczas próby ściskania [1].*

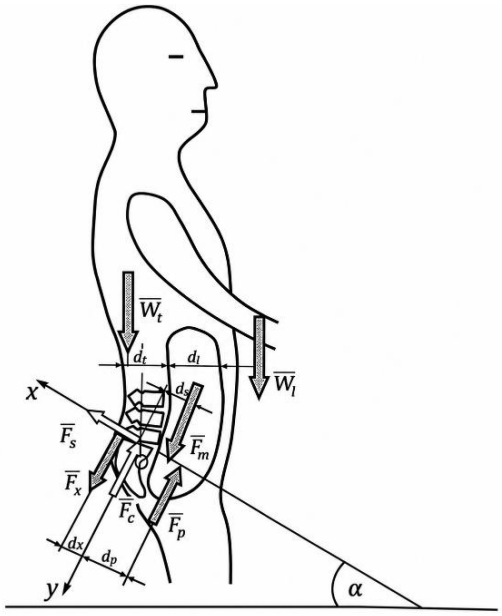
| | **40–59 lat** |
|---|---|
| Maksymalna siła niszcząca [N] | 15 000 |
| Wytrzymałość na ściskanie [MPa] | 12,2 |

Wyniki wskazują, że właściwości wytrzymałościowe struktur kręgosłupa nie są wartościami stałymi, lecz zależą między innymi od wieku i rodzaju analizowanej tkanki. Zależność ta powinna być uwzględniana przy interpretacji wartości obciążeń uzyskiwanych w badaniach biomechanicznych i modelowych.

c. Modelowanie obciążeń kręgosłupa

**Model Stotte'a** *(Modele analityczne i statyczne)*

Opiera się na założeniu, że geometryczny środek ciała pokrywa się z jego środkiem ciężkości, a układ sił działa tylko w jednej płaszczyźnie. Umożliwia to wykorzystanie równań równowagi statycznej do analizy sił działających na kręgi podczas wykonywania codziennych czynności, takich jak schylanie czy podnoszenie ciężarów [3]. Model ten zakłada uproszczone odwzorowanie mięśni.



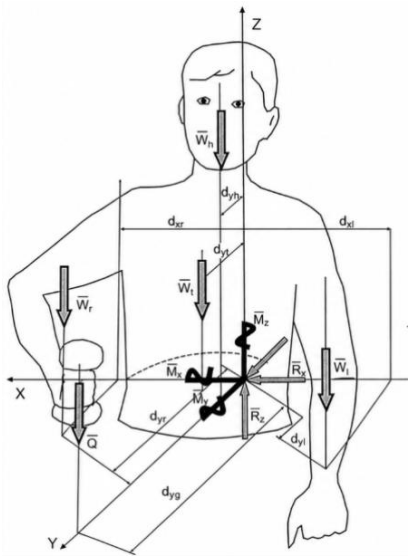

*Rys. 9 Model obciążenia kręgosłupa wg Stotte'a*
*(a) pozycja wyprostowana (b) pozycja pochylona [3]*

Na rysunku przyjęto następujące oznaczenia układu sił działających na dysk międzykręgowy segmentu L5-S1:

- $W_t$ – ciężar ciała powyżej analizowanej płaszczyzny poprzecznej (przechodząca przez L5-S1)
- $W_l$ – ciężar pochodzący od ramion oraz podnoszonych przedmiotów działający przez staw ramienny
- $F_p$ – siła pochodząca od tłoczni brzusznej
- $F_m$ – składowa siły wzdłużnej mięśni brzucha
- $F_x$ – siła prostowników grzbietu
- $\alpha$ – kąt pochylenia kości krzyżowej w stosunku do poziomu
- dx, dp, dm, dt, dl – ramiona działania poszczególnych sił względem analizowanego punktu/osi obrotu

**Model Schultza** *(Modele analityczne i statyczne)*

Model Schultza traktuje ciało jako bryłę sztywną. W obliczeniach wykorzystuje się założenie o statycznej równowadze przestrzennego układu sił. Analiza prowadzona jest dwuetapowo. W pierwszym etapie wyznaczane są siły i momenty działające w przekroju na poziomie rozważanego segmentu ruchowego, natomiast w drugim uwzględniane są siły pochodzące od układu mięśniowego. Pozwala to na określenie sił wewnętrznych działających w kręgosłupie. Model Schultza umożliwia bardziej złożoną analizę obciążeń wewnętrznych niż proste modele jednopłaszczyznowe, jednak nadal opiera się na szeregu uproszczeń dotyczących geometrii ciała i sposobu odwzorowania działania mięśni.




*Rys. 10 „Model Schultza:*
*(a) układ sił zewnętrznych, (b) układ sił mięśniowych w przekroju odcinka lędźwiowego [3], [4]*

Korzystając z warunków równowagi przestrzennego układu sił, można wyznaczyć trzy składowe reakcji sił oraz trzy składowe momentów działających w analizowanym przekroju. Wybrane równania równowagi mają postać:

$$R_x = 0; \qquad R_y = 0$$

$$R_z = Q + W_h + W_l + W_r + W_t$$

$$M_x = d_{yq}Q + d_{yh}W_h + d_{yl}W_l + d_{yr}W_r + d_{yt}W_t$$

W drugim etapie modelu uwzględnia się działanie dziesięciu sił reprezentujących najważniejsze grupy mięśniowe wpływające na obciążenie odcinka lędźwiowego. Powstały układ jest statycznie niewyznaczalny, dlatego do określenia sił wewnętrznych konieczne jest zastosowanie metod optymalizacyjnych.

- **Modele mięśniowo-szkieletowe**

Modele mięśniowo-szkieletowe odwzorowują ciało człowieka jako układ połączonych segmentów, umożliwiając analizę obciążeń wewnętrznych z uwzględnieniem geometrii, połączeń stawowych oraz działania mięśni. Opierając się na rozwiązywaniu odwrotnego zadania dynamiki – gdzie danymi wejściowymi są wielkości kinematyczne (np. kąty w stawach) oraz siły zewnętrzne (np. reakcje podłoża) – systemy te pozwalają wyznaczyć momenty stawowe, reakcje w poszczególnych segmentach oraz siły mięśniowe. Ze względu na nadmiar liczby mięśni względem równań równowagi, do poprawnego rozdziału sił wykorzystuje się odpowiednie kryteria rekrutacji i metody optymalizacyjne. Praktycznym przykładem oprogramowania realizującego to podejście jest wykorzystywany w dalszej części niniejszej pracy AnyBody Modeling System, który umożliwia przeprowadzanie zarówno statycznych, jak i dynamicznych symulacji różnorodnych czynności człowieka [7].



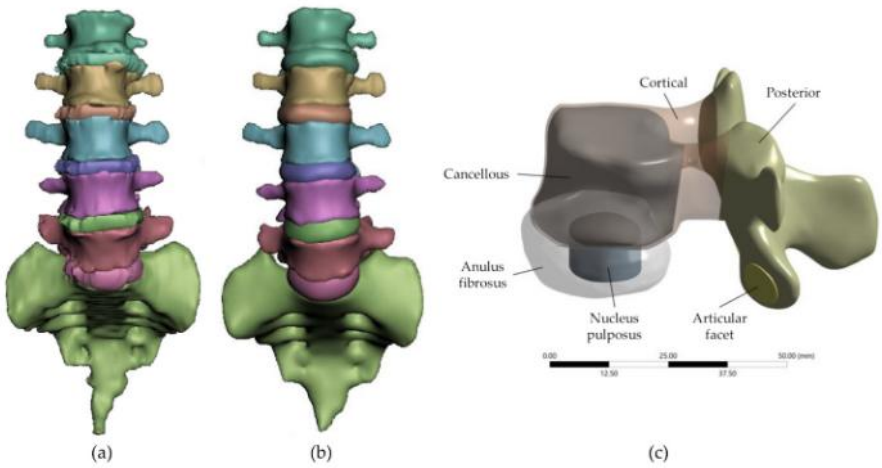
*Rys. 11 Model ciała człowieka z repozytorium AnyBody [7]*

Model mięśniowo-szkieletowy składa się z elementów reprezentujących segmenty ciała, stawy oraz struktury czynne i bierne układu ruchu. Poszczególne elementy definiowane są na podstawie danych anatomicznych i antropometrycznych, co umożliwia odwzorowanie geometrii oraz właściwości mechanicznych analizowanego układu.

- **Modele numeryczne**

Przegląd literatury stanowią publikacje, w których jednym z etapów prowadzonych badań jest opracowanie i przygotowanie modelu kręgosłupa lędźwiowego. W modelach tych można spotkać się z różnymi sposobami przypisywania własności materiałowych a także wyboru siatki, elementów bądź definiowania kontaktów pomiędzy badanymi elementami.

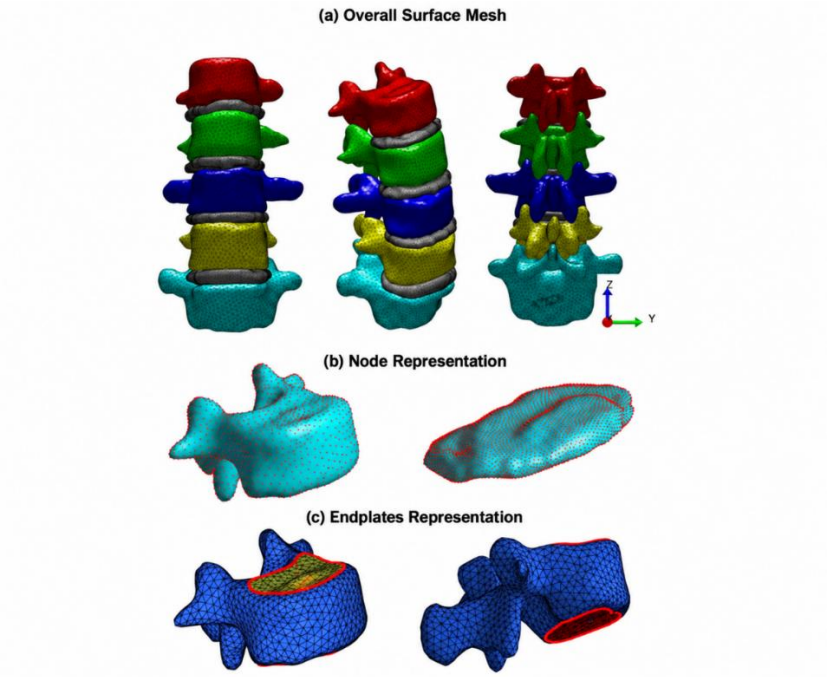
W badaniu Cortis i in. (2026) zajmowano się opracowaniem i walidacją modelu MES odcinka lędźwiowo-krzyżowego, który posłużył do oceny nowej konstrukcji implantu międzytrzonowego [8]. Celem implantu było zachowanie ruchomości segmentu kręgosłupa i ograniczenie przeciążenia segmentów sąsiednich. Model L1–S1 utworzono na podstawie obrazów tomografii komputerowej (CT), uwzględniając główne struktury anatomiczne kręgosłupa. Walidację przeprowadzono z wykorzystaniem protokołu Yamamoto. Wykonana symulacja potwierdziła działanie podatnego implantu, który pozwolił częściowo zachować ruchomość segmentu L4–L5 w porównaniu ze sztywną fuzją oraz ograniczyć nadmierny wzrost ROM segmentów sąsiednich. Autorzy uznali koncepcję za obiecującą, podkreślając jednocześnie jej wstępny charakter oraz brak analizy m.in. migracji implantu, osteointegracji i procesu gojenia [8].




*Rys. 12 Model MES odcinka lędźwiowo-krzyżowego L1–S1: (a) model po segmentacji, (b) model po filtracji i wygładzeniu geometrii, (c) szczegółowy widok kręgu i krążka międzykręgowego z wyróżnieniem podstawowych struktur anatomicznych [8]*

Ahmadi i in. zajmowali się modelowaniem kręgosłupa [9] z zastosowaniem połączenia analizy MES z Physics-Informed Neural Networks (PINN) w celu identyfikacji właściwości materiałowych kości i krążków międzykręgowych. Obrazy CT poddawano automatycznej i

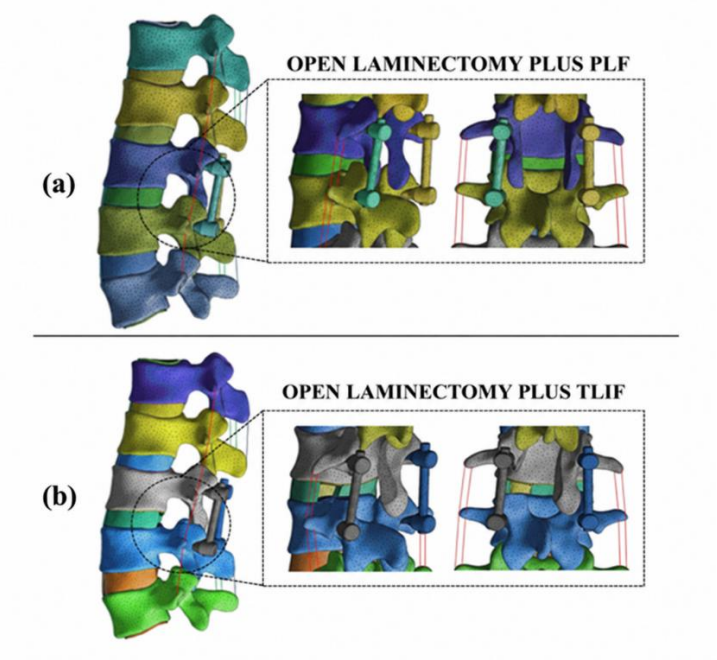
ręcznej segmentacji z wykorzystaniem nnU-Net/TotalSegmentator, następnie tworzono modele STL i siatkę w TetGen. Model L1–L5 celowo uproszczono: zastosowano jedną właściwość materiałową dla kości oraz jeden materiał dla całego krążka międzykręgowego, bez osobnego odwzorowania jądra miażdżystego i pierścienia włóknistego oraz bez uwzględnienia więzadeł. System MES–PINN pozwolił uzyskać zbieżne oszacowania parametrów materiałowych, m.in. E kości ≈ 14,88 GPa i E krążka międzykręgowego ≈ 1,23 MPa. Autorzy uznali metodę za sposób na ograniczenie udziału pracy ręcznej i zwiększenie możliwości personalizacji modeli. Jednocześnie uproszczenie stawów międzywyrostkowych, pominięcie więzadeł i skupienie na ściskaniu ograniczają zastosowanie modelu do analizy bardziej złożonych ruchów kręgosłupa [9].




*Rys. 13 Generowanie siatki modelu odcinka lędźwiowego: (a) powierzchniowa siatka całego modelu, (b) reprezentacja węzłów i powierzchni siatki, (c) wyznaczenie górnych i dolnych płytek granicznych kręgów [9]*

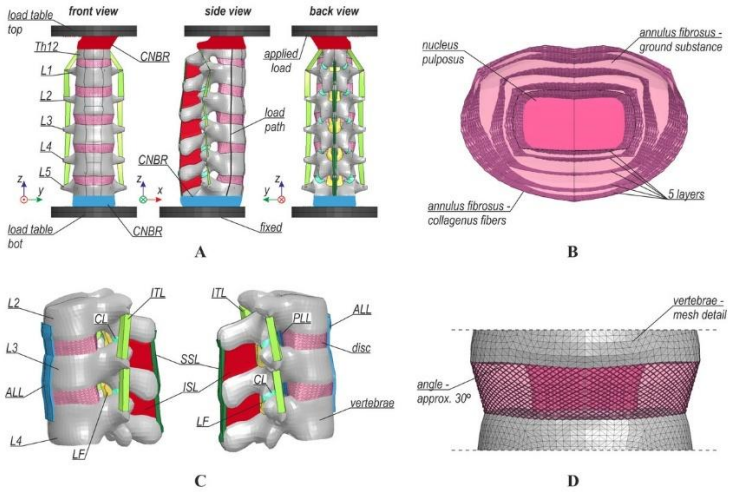
Celem badania Pradeep i in. (2024) [10] było porównanie biomechanicznych skutków dwóch wirtualnych procedur chirurgicznych na poziomie L3–L4: otwartej laminektomii z fuzją tylno-boczną (OL-PLF) oraz otwartej laminektomii z przezotworową fuzją międzytrzonową (OL-TLIF). Oceniano zakres ruchu (ROM), naprężenia i odkształcenia segmentu operowanego oraz segmentów sąsiednich. Model L1–L5 utworzono na podstawie obrazów CT zdrowej osoby. Model bazowy (intact) pochodził z wcześniejszej, zwalidowanej pracy autorów. Następnie wykonano wirtualne operacje poprzez usunięcie odpowiednich struktur kostnych i więzadłowych oraz dodanie śrub przeznasadowych, prętów i klatki międzytrzonowej. Obie

procedury ograniczały ruchomość operowanego segmentu L3–L4 o ponad 90% oraz zmniejszały ROM całego odcinka L1–L5. Jednocześnie w segmentach sąsiednich obserwowano wzrost naprężeń i odkształceń, co może wskazywać na zwiększone ryzyko ich przeciążenia. Autorzy wskazali również na różnice biomechaniczne pomiędzy obydwoma wariantami zabiegu [10].



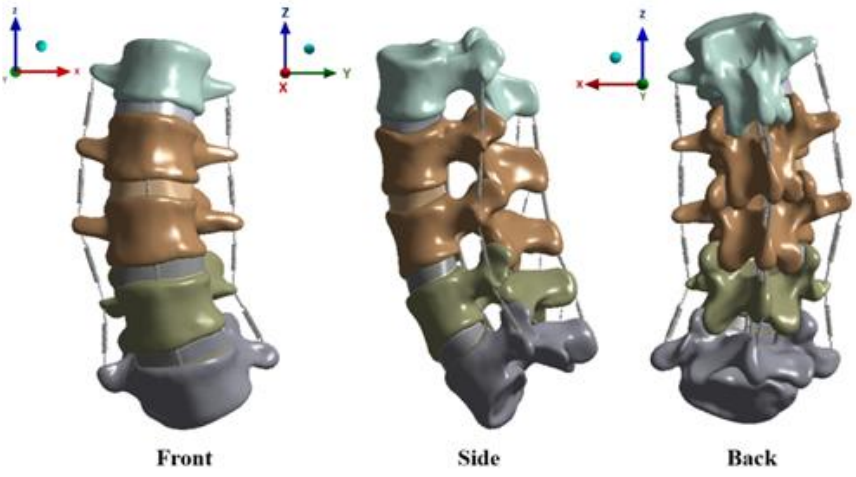

*Rys. 14 Wirtualne modele odcinka lędźwiowego po zastosowaniu dwóch procedur chirurgicznych na poziomie L3–L4: (a) OL-PLF, (b) OL-TLIF [10]*

Celem badań modelowych Wiczenbach i in. (2023) [11] była poprawa odpowiedz modelu odcinka lędźwiowego THUMS v6.1 oraz jego walidacja. W modelu zmodyfikowano przede wszystkim krążki międzykręgowe i więzadła. Dla jądra miażdżystego (NP) oraz macierzy pierścienia włóknistego (AF) zastosowano hipersprężysty model materiałowy Mooney–Rivlina, włókna AF odwzorowano oddzielnie, natomiast więzadła opisano jako struktury nieliniowe i ortotropowe. Model analizowano w środowisku LS-DYNA. Walidacja obejmowała 16 testów, a zgodność z wynikami eksperymentalnymi oceniano m.in. z wykorzystaniem współczynników Pearsona, Sprague–Geersa i WIFac. Zmodyfikowany model lepiej odwzorowywał odpowiedź eksperymentalną niż pierwotna wersja THUMS. Uzyskano dobrą zgodność zarówno w zakresie ruchomości (ROM), jak i ciśnienia śródkrążkowego, co wskazuje na znaczenie szczegółowego odwzorowania AF, NP i więzadeł. Praca pokazuje również, że walidacja modelu nie powinna ograniczać się wyłącznie do jednego parametru, np. ROM [11].



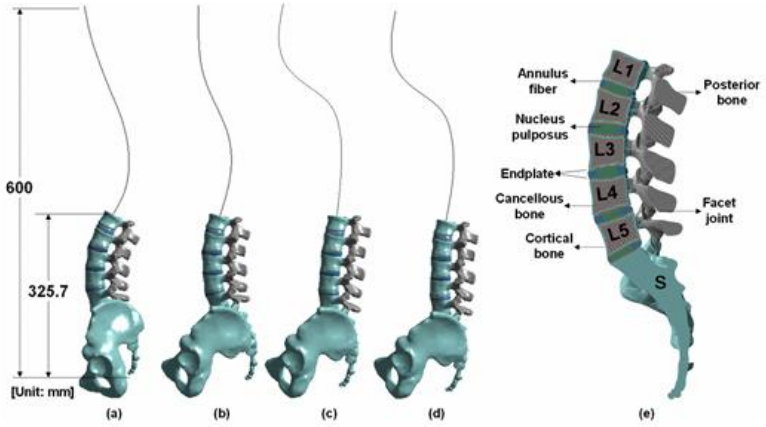

*Rys. 15 Zmodyfikowany model odcinka lędźwiowego THUMS v6.1: (A) widok ogólny modelu i sposób obciążenia, (B) budowa krążka międzykręgowego, (C) odwzorowanie więzadeł, (D) układ włókien pierścienia włóknistego [11]*

Zhang i in. [12] badali zmiany biomechaniczne odcinka lędźwiowego u pacjentki z młodzieńczą skoliozą idiopatyczną (AIS) oraz oceniali wpływ deformacji na zakres ruchu (ROM) i rozkład naprężeń. Na podstawie obrazów CT 14-letniej pacjentki utworzono spersonalizowany model L1–L5. Segmentację przeprowadzono w programie Mimics, geometrię przetwarzano w Geomagic i SolidWorks, natomiast analizę MES wykonano w ANSYS. Model obejmował kość korową i gąbczastą, jądro miażdżyste, pierścień włóknisty, płytki graniczne, chrząstkę oraz więzadła odwzorowane za pomocą elementów sprężynowych. Badanie wykazało, że deformacja skoliotyczna ograniczała ROM i powodowała asymetryczny rozkład naprężeń, szczególnie po stronie wklęsłej skrzywienia. Największe obciążenie krążków międzykręgowych obserwowano podczas rotacji. Autorzy wskazali również na ograniczenia wynikające z analizy jednego przypadku oraz nieuwzględnienia działania mięśni [12].




*Rys. 16 Model MES odcinka lędźwiowego z młodzieńczą skoliozą idiopatyczną: (A) widok modelu wraz z układem więzadeł, (B) odwzorowanie krążków międzykręgowych i stawów międzywyrostkowych [12]*

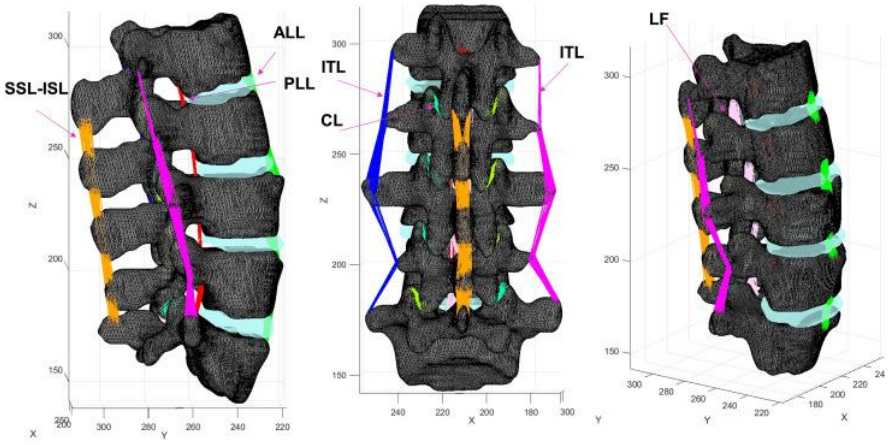
Cho i in. podjęli próbę oceny wpływu postawy ciała na obciążenia struktur odcinka lędźwiowego podczas zgięcia, zgięcia bocznego i rotacji osiowej oraz wskazania pozycji najmniej obciążającej kręgosłup. W badaniu porównano cztery pozycje: stojącą, siedzącą wyprostowaną na krześle, siedzącą zgarbioną na krześle oraz siedzącą na podłodze. Model opierał się na danych anatomicznych dorosłego mężczyzny i był analizowany w środowisku ANSYS. Właściwości materiałowe przyjęto głównie jako liniowo sprężyste, natomiast kontakty między strukturami uproszczono jako związane (bonded). Pozycja stojąca i siedząca wyprostowana powodowały zbliżone obciążenia, natomiast bardziej zgięte pozycje siedzące, szczególnie siedzenie na podłodze, prowadziły do większego obciążenia wybranych struktur kręgosłupa. Wyniki wskazują, że ustawienie odcinka lędźwiowego i miednicy podczas siedzenia istotnie wpływa na mechanikę kręgosłupa [13].




*Rys. 17 Modele MES odcinka lędźwiowego dla analizowanych pozycji ciała: (a) pozycja stojąca, (b) pozycja siedząca wyprostowana, (c) pozycja siedząca zgarbiona, (d) pozycja siedząca na podłodze, (e) przekrój modelu z zaznaczeniem głównych struktur [13]*

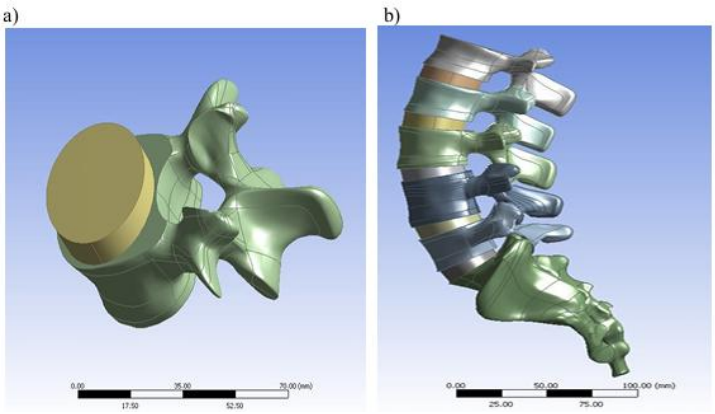
Nietypowym i nowatorskim rozwiązaniem jest opracowanie modelu MES z wykorzystaniem uczenia maszynowego. Ahmadi i in. opracowali zautomatyzowany proces tworzenia modelu MES odcinka lędźwiowego L1–L5 na podstawie obrazów CT. Do segmentacji kręgów i krążków międzykręgowych zastosowano narzędzia oparte na głębokim uczeniu, m.in. nnU-Net/TotalSegmentator oraz MONAI, natomiast kolejne etapy obejmowały automatyczne tworzenie geometrii kości korowej i gąbczastej, jądra miażdżystego, pierścienia włóknistego, chrząstek i więzadeł. Model przygotowano z wykorzystaniem biblioteki GIBBON i środowiska FEBio, a następnie analizowano podczas zgięcia, wyprostu, rotacji osiowej i zgięcia bocznego. Automatyzacja skróciła czas przygotowania modelu o 97,9%, z ponad 24 godzin do około 31 minut. Uzyskane wartości ROM oraz odpowiedź biomechaniczna były zgodne z wynikami badań eksperymentalnych i wcześniejszych modeli MES. Ograniczeniem

pracy było wykorzystanie pojedynczego badania CT prawidłowo anatomicznego kręgosłupa oraz brak niezależnej walidacji części automatycznie wyznaczanych struktur, takich jak płytki graniczne, jądro miażdżyste i pierścień włóknisty [14].



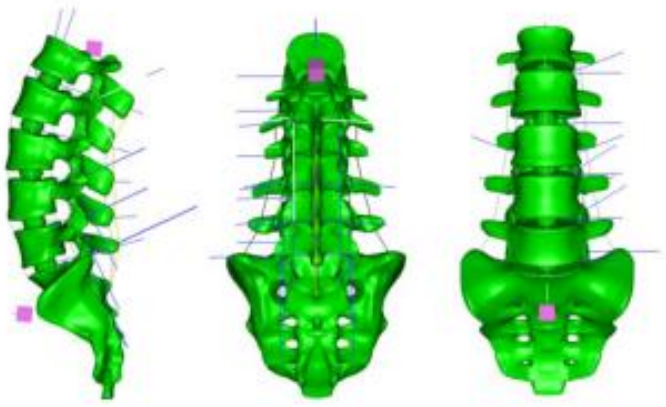

*Rys. 18 Model MES odcinka lędźwiowego L1–L5 wygenerowany w sposób zautomatyzowany z uwzględnieniem więzadeł i krążków międzykręgowych [14].*

Gzik, Joszko i Pieniążek podjęli próbę oceny wpływu kąta lordozy oraz stabilizacji transpedikularnej na obciążenia odcinka lędźwiowego kręgosłupa po leczeniu kręgozmyku. W badaniu wykorzystano modele numeryczne przygotowane na podstawie obrazów tomografii komputerowej, które opracowano w programie MIMICS, a następnie analizowano metodą elementów skończonych w środowisku ANSYS. Przygotowano trzy modele fizjologiczne o kątach lordozy 39°, 51° i 81° oraz model z kręgozmykiem na poziomie L5–S1 i stabilizacją transpedikularną. Kręgi i krążki międzykręgowe odwzorowano jako uproszczone bryły o właściwościach izotropowych, a analizę przeprowadzono w warunkach statycznych przy obciążeniu 500 N pochodzącym od górnej części ciała. Wzrost kąta lordozy powodował zwiększenie naprężeń w węzinie łuku L5, natomiast zastosowanie stabilizatora transpedikularnego zmniejszyło naprężenia w tym obszarze z około 107 MPa do 20 MPa. Wyniki wskazują, że zarówno geometria ustawienia odcinka lędźwiowego, jak i zastosowana stabilizacja mają istotny wpływ na stan obciążenia kręgosłupa [15].




*Rys. 19 a) uproszczony model dysku b) model numeryczny odcinka lędźwiowego kręgosłupa [15]*

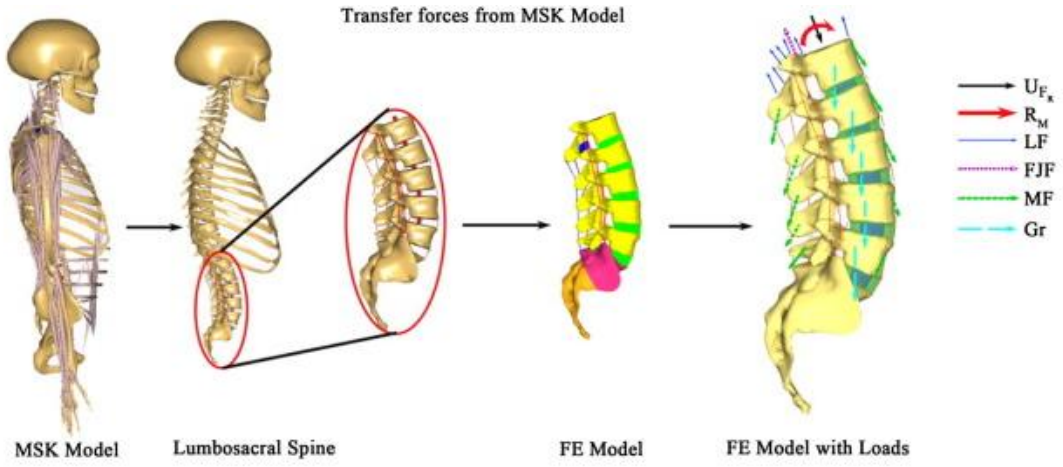
Innym sposobem modelowania kręgosłupa lędźwiowego jest wykorzystanie dynamicznego modelowania wieloczłonowego MBS w programie MADYMO, którego przykładem jest praca K. Joszko i in. [16] dotycząca wpływu różnego stopnia kręgozmyku L4 na biomechanikę odcinka lędźwiowego. W badaniu opracowano model obejmujący kręgi L1–L5 oraz kość krzyżową, przy czym geometria kręgów została odtworzona na podstawie obrazów tomografii komputerowej. Kręgozmyk symulowano poprzez kontrolowane przesunięcie kręgu L4 do przodu, analizując kilka stopni jego zaawansowania. Wyniki wykazały, że wraz ze wzrostem przemieszczenia zwiększały się ruchomość odcinka lędźwiowego oraz wartości sił ścinających, co potwierdza istotny wpływ kręgozmyku na warunki biomechaniczne kręgosłupa.



*Rys. 20 Model dynamiczny kręgosłupa lędźwiowego w oprogramowaniu MADYMO [16]*

Liu i in. [17] zastosowali hybrydową metodę obliczeniową łączącą model mięśniowo-szkieletowy AnyBody z trójwymiarowym nieliniowym modelem elementów skończonych

kręgosłupa L1–S1. Model MSK służył do wyznaczenia sił mięśniowych, obciążeń grawitacyjnych oraz wpływu ciśnienia śródbrzusznego dla pozycji stojącej i 60° zgięcia tułowia. Kinematykę poszczególnych segmentów kręgosłupa zadano zgodnie z rytmem ruchu zmierzonym in vivo. Obciążenia wyznaczone w modelu MSK przeniesiono następnie do szczegółowego modelu FE, który uwzględniał krążki międzykręgowe, więzadła oraz stawy międzywyrostkowe. Z wykorzystaniem równowagi statycznej wyznaczono siły i momenty przenoszone przez krążki, a następnie obliczono udział poszczególnych struktur w przenoszeniu całkowitego obciążenia kręgosłupa (load-sharing). Badania modelowe Liu i wsp. wykazały, że przejście z pozycji stojącej do zgięcia tułowia o 60° prowadzi do znacznego wzrostu sił oraz momentów działających na kręgosłup, a także do zwiększenia ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych [17].




*Rys. 21 Przeniesienie obciążeń z modelu mięśniowo-szkieletowego (MSK) do modelu elementów skończonych (FE) [17]*

Przeprowadzony przegląd wskazuje na znaczne zróżnicowanie sposobów odwzorowania geometrii, właściwości materiałowych, kontaktów oraz warunków brzegowych w modelach MES odcinka lędźwiowego. Zakres stosowanych uproszczeń zależy przede wszystkim od celu prowadzonej analizy. Modele bardziej szczegółowe uwzględniają osobno struktury krążka międzykręgowego, więzadła oraz kontakty stawowe, podczas gdy modele uproszczone pozwalają ograniczyć koszt obliczeniowy kosztem dokładności odwzorowania lokalnej odpowiedzi biomechanicznej. Zestawienie przyjętych rozwiązań stanowi podstawę doboru założeń modelu numerycznego zastosowanego w dalszej części pracy.

*Tabela 4 Zestawienie właściwości materiałowych i sposobu odwzorowania struktur w analizowanych modelach MES*

| | **Kość korowa** | **Kość gąbczasta** | **Płytka graniczna** | **Jądro miażdżyste (NP)** | **Pierścień włóknisty (AF)** | **Więzadła** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Cortis i in. | liniowo sprężysta, izotropowa; e=12000 MPa; ν=0,30 | liniowo sprężysta, ortotropowa; er/ec/ea = 140/200/140 MPa; grc = gra = gca = 48,3 MPa; vrc/vra/vca = 0,315/0,45/0,315 | - | hipersprężyste, mooney–rivlin; c10/c01=0,12/0,09 MPa, d = 0,012 MPa $^{-1}$. | liniowo sprężysty, ortotropowy; ex/ey/ez = 8/500/8 MPa, gxy = gxz = gyz = 2,75 MPa; vxy/vxz/vyz =0,1/0,45/0,1 | sprężyny liniowe tension-only; k [N/mm]: ALL 13,2–40,5; PLL 10,6–36,6; FL 20,2–34,5; CL 29,9–42,5; ITL/SSL 17,8–34,8; ISL 8,7–18,1 |
| Ahmadi i in. | liniowo sprężysta, izotropowa; E ≈ 14,88 GPa, ν ≈ 0,25. | | | E ≈ 1,23 MPa, ν ≈ 0,47 | | |
| Xu i in. | izotropowa, sprężysto-plastyczna E = 12 GPa, g = 1,25 GPa, ν = 0,30; elementy powłokowe, h = 1,0 mm. | izotropowa, sprężysto-plastyczna; e = 442 MPa, g = 51 MPa, ν = 0,30; elementy tetraedryczne | izotropowa, sprężysto-plastyczna; e = 5,6 GPa, g = 0,3 GPa, ν = 0,30, h= 0,5 mm | mooney–rivlin; c1 = 0,12, c2 = 0,03; elementy heksaedryczne | macierz: mooney–rivlin: c1 = 0,12; c2 = 0,045 włókna: nieliniowo sprężyste, e = 7,1 MPa; ν = 0,30; h= 0,25 mm | nieliniowo sprężyste; E [MPa]: ALL 7,8; PLL 10; ITL 10; LF 15; ISL 10; SSL 8; N = 0,30; torebka stawowa: e=75 MPa |
| Pradeep i in. | heterogeniczna (na podstawie hu); ρ = 0,022 + 0,00123hu; e = 4730ρ^1,56; e ≈ 10–12 000 MPa | | p. kostna: e = 12 000 MPa; ν = 0,30 p. chrzęstna: e = 24 MPa; ν = 0,40 h = 0,5 mm | liniowo sprężyste, izotropowe; e = 1 MPa; ν = 0,49. np ≈ 43% objętości ivd | liniowo sprężysty, izotropowy; e = 8,4 MPa, ν = 0,45 | 2-węzłowe tension-only; liniowo sprężyste, izotropowe; e [MPa]: ISL 12, SSL 15, ALL 20, PLL 20, ITL 59, FCL 33, LF 19,5 |
| Wiczenbach i in. | odcinkowo liniowa plastyczność z uszkodzeniem; e = 13 020 MPa, ν = 0,30; 4-węzłowe elementy powłokowe; h=1,0–1,98 mm | odcinkowo liniowa plastyczność z uszkodzeniem; e = 40 MPa, ν = 0,20; 8-węzłowe elementy bryłowe | odwzorowane jako powierzchnie kontaktu jądra miażdżystego | mooney–rivlin; c1 = 0,12, c2 = 0,03, ν ≈ 0,4999; 8-węzłowe elementy bryłowe | macierz: mooney–rivlin, c/c2: l1–l2 0,37/0,0925; l2–l4 0,27/0,0675; l4–l5 0,19/0,0475 włókna: nieliniowe elementy kratowe (truss); 5 warstw, układ krzyżowy | 4-węzłowe elementy membranowe; materiał ortotropowy, nieliniowa charakterystyka naprężenie–odkształcenie |
| Zhang i in. | izotropowa, liniowo sprężysta; e = 12 000 MPa, ν = 0,30. | izotropowa, liniowo sprężysta; e = 100 MPa, ν = 0,30. | izotropowa, liniowo sprężysta; e = 25 MPa, ν = 0,25. | izotropowe, liniowo sprężyste; e = 1 MPa, ν = 0,499. | izotropowy, liniowo sprężysty; e = 4,2 MPa, ν = 0,453. | elementy sprężynowe; sztywność k [n/mm]: ALL 8,74; PLL 5,83; LF 15,38; ISL 10,85; SSL 2,39; ITL 0,19 |
| Cho i in. | liniowo sprężysta; e = 12 000 MPa, ν = 0,30 | liniowo sprężysta; e = 200 MPa, ν = 0,25 | liniowo sprężysta; e = 1000 MPa, ν = 0,30 | liniowo sprężyste; e = 1 MPa, ν = 0,49 | liniowo sprężysty; e = 4,2 MPa, ν = 0,45 | nie uwzględniono w modelu |
| Joszko i in. | sztywne bryły o sześciu stopniach swobody | | - | bezmasowe, nieliniowe elementy sprężysto-tłumiące | | bezmasowe elementy o nieliniowej charakterystyce, pracujące wyłącznie podczas rozciągania |

*Tabela 5 Zestawienie sposobu dyskretyzacji, kontaktów i warunków brzegowych w analizowanych modelach MES*

| | **Elementy MES / typ analizy** | **Siatka** | **Kontakt IVD–kość** | **Stawy międzywyrostkowe** | **Warunki brzegowe** | **Obciążenie (miejsce)** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Cortis i in. | czworościenne elementy 2. rzędu; więzadła i uproszczone mięśnie jako elementy sprężynowe; analiza nieliniowa | rozmiar elementów [mm]: kość korowa 4; tylne elementy kostne 5; kość gąbczasta 5; ivd 2; stawy międzywyrostkowe 3; kość krzyżowa 20. ok. 182 tys. węzłów / 120 tys. elementów. | kontakt związany (bonded), bez separacji. | kontakt bez tarcia (frictionless), z możliwością separacji; nieliniowy. | s1 fixed. | l1 |
| Ahmadi i in. | elementy tetraedryczne; kręgi głównie jako elementy powierzchniowe, ivd z siatką objętościową | kręg: ok. 6000–7000 elementów powierzchniowych; ivd: ok. 2000–3000 elementów. brak jednego globalnego rozmiaru element | kontakt wiązany (tie) poprzez wydzielone płytki graniczne | kontakt wiązany (tied), bez ruchu względnego | dolna płytka graniczna l5 całkowicie unieruchomiona | górna płytka graniczna l1; dolna l5 zawiązana |
| Xu i in. | kość korowa i płytki graniczne: trójkątne elementy powłokowe; kość gąbczasta: tetraedryczne; np i macierz af: heksaedryczne; włókna af: membranowe; więzadła: nieliniowe | średni rozmiar elementu 1 mm; dobór na podstawie analizy zbieżności | struktury ivd modelowane oddzielnie; szczegółowego typu kontaktu nie podano | szczegółowego typu kontaktu nie podano | zależne od testu walidacyjnego | zależne od analizowanego testu segmentalnego / całego modelu |
| Pradeep i in. | 10-węzłowe elementy tetraedryczne; więzadła jako 2-węzłowe elementy tension-only | rozmiar 0,2–2,5 mm po analizie wrażliwości siatki; ol-plf: 439 806 elementów / 828 754 węzłów; ol-tlif: 452 001 / 891 645 | wszystkie kontakty poza stawami międzywyrostkowymi związane (bonded); implanty również całkowicie związane | kontakt powierzchnia–powierzchnia z tarciem μ = 0,1 | dolna płytka graniczna l5 unieruchomiona we wszystkich stopniach swobody | górna płytka graniczna l1 |
| Wiczenbach i in. | ls-dyna; nieliniowa analiza dynamiczna typu explicit; elementy powłokowe, bryłowe i belkowe; włókna af jako nieliniowe elementy kratowe; macierz af i np jako 8-węzłowe elementy bryłowe | 111 458 węzłów; 37 740 elementów powłokowych; 503 712 bryłowych; 17 478 belkowych | np oddzielone od otoczenia; kontakt bez tarcia metodą penalty pomiędzy np–płytkami granicznymi i np–af | brak pełnego opisu wszystkich kontaktów stawowych | dolna płyta obciążająca unieruchomiona; t12 i l5 połączone sztywno z płytami obciążającymi | górna płyta obciążająca: siła, moment lub zadane przemieszczenie/ruch |
| Zhang i in. | tetraedryczne elementy bryłowe c3d4; więzadła jako elementy sprężynowe | nominalny rozmiar elementu 0,5 mm; 1 106 938 elementów c3d4 / 1 938 741 węzłów | af–np: kontakt związany (bonded) | kontakt z tarciem, μ = 0,01 | l5 unieruchomiony we wszystkich translacjach i rotacjach | górna powierzchnia l1. |
| Cho i in | 10-węzłowe elementy tetraedryczne 2. rzędu; static structural | analizowano 1–5 mm; przyjęto 2 mm, różnica naprężeń względem siatki 1 mm wynosiła 1,9% | wszystkie kontakty uproszczono jako związane (bonded) | | unieruchomiony obszar kontaktu miednica–kość udowa | obciążenie osiowe przyłożone do górnej części modelu |
| Joszko i in. | n.d. | | | elementów typu Kelvina | kręgozmyk symulowano poprzez kontrolowane przesunięcie kręgu L4 do przodu, analizując kilka stopni jego zaawansowania | |

# 2. Przegląd literatury

Problem występowania obciążeń kręgosłupa, ze szczególnym uwzględnieniem odcinka lędźwiowo-krzyżowego u pracowników służby zdrowia, od wielu lat stanowi istotne wyzwanie w zakresie ergonomii pracy i profilaktyki zdrowotnej pracowników ochrony zdrowia [18],[19], [20]. Pomimo rozwoju zagadnienie to nie traci na aktualności, pozostawiając szerokie pole do badań oraz poszukiwania rozwiązań, które pozwoliłyby skuteczniej ograniczyć to negatywne zjawisko. Dolegliwości bólowe układu mięśniowo-szkieletowego wśród personelu medycznego, zwłaszcza pielęgniarskiego, stanowią poważny problem epidemiologiczny na całym świecie [18], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29].

W Polsce, badania przeprowadzone w 2019 przez Centralny Instytut Ochrony Pracy (CIOP) wśród czynnych zawodowo pielęgniarek wskazują, że około 90% badanych deklarowało dolegliwości bólowe kręgosłupa lub stawów [30]. Warto również wspomnieć, że problem ten dotyczy nie tylko pielęgniarek, ale pozostałych pracowników służby zdrowia i osób pracujących bezpośrednio z osobą o ograniczonej mobilności, takich jak: ratownicy medyczni [31], położne [32], fizjoterapeuci.

Najczęściej wskazywaną lokalizacją bólu był odcinek lędźwiowy kręgosłupa, którego dolegliwości zgłaszało 47% respondentek [33], [34], [35]. Często pojawiają się także dolegliwości dotyczące szyi [25], [26], obręczy barkowej i ramion [18], a także kończyn dolnych, w tym kolan [41]. Główną przyczyną jest długotrwała praca w pozycji stojącej, w wymuszonej, nienaturalnej pozycji ciała [17], [36] a także powtarzalne pochylanie oraz skręcanie tułowia, a przede wszystkim ręczne podnoszenie, przemieszczanie i repozycjonowanie pacjentów [28], [42], [43], [37]. Czynności te mogą generować znaczne siły ściskające i ścinające działające w obrębie dolnego odcinka kręgosłupa. W badaniach biomechanicznych wykazano, że podczas niektórych ręcznych transferów pacjentów wartości sił działających w rejonie L5/S1 mogą przekraczać wartości uznawane za zalecane z punktu widzenia bezpieczeństwa pracy [42], [43].

Jednym z podstawowych kierunków ograniczania przeciążeń powstających podczas pracy z pacjentem jest stosowanie urządzeń i środków wspomagających przemieszczanie, takich jak maty i podkłady ślizgowe [34],[38] , elektryczne podnośniki pacjentów [35], [39]. Badania biomechaniczne wskazują, że prawidłowe wykorzystanie urządzeń wspomagających może istotnie ograniczać obciążenie dolnego odcinka kręgosłupa podczas transferu pacjenta

[42], [45]. Pomimo potencjalnych korzyści sprzęt ten nie zawsze jest wykorzystywany w codziennej praktyce. Do najczęściej wskazywanych barier należą m.in. ograniczona dostępność urządzeń na oddziałach lub w środowisku domowym pacjenta [36], [37], niewystarczające przeszkolenie personelu, niedostateczna liczba pracowników oraz presja czasu związana z wykonywaniem obowiązków [46], [40].

Całkowite wyeliminowanie zawodowych czynników ryzyka za pomocą pojedynczego środka profilaktycznego jest mało prawdopodobne. Z tego względu działania prewencyjne powinny mieć charakter kompleksowy i obejmować zarówno rozwiązania techniczne i organizacyjne, jak i edukację personelu oraz działania ukierunkowane na poprawę sprawności fizycznej pracowników [41], [42], [43]. Istotnym elementem profilaktyki są programy edukacyjne zwiększające świadomość zagrożeń związanych z przeciążeniami układu mięśniowo-szkieletowego, rozwijające znajomość zasad ergonomii oraz uczące bezpiecznych technik wykonywania czynności związanych z przemieszczaniem pacjentów [28], [29], [38], [39]. Szkolenia nie powinny ograniczać się wyłącznie do przekazywania wiedzy teoretycznej, lecz obejmować również praktyczną naukę prawidłowych wzorców ruchowych, zasad biomechaniki oraz sposobów wykorzystywania urządzeń wspomagających transfer pacjenta [44],[45] [46]. Uzupełnieniem działań edukacyjnych może być profilaktyka ukierunkowana na utrzymanie sprawności układu mięśniowo-szkieletowego, obejmująca m.in. regularne ćwiczenia wzmacniające i rozciągające. Wyniki badań wskazują, że systematyczne wykonywanie ćwiczeń może sprzyjać ograniczeniu dolegliwości bólowych oraz poprawie funkcjonowania pracowników narażonych na przeciążenia [28], [30], [47].

Interesującym kierunkiem działań profilaktycznych są również metody wykorzystujące informację zwrotną podczas wykonywania czynności zawodowych. Systemy oparte na czujnikach ruchu, technikach motion capture lub urządzeniach ubieralnych mogą umożliwiać bieżącą ocenę ułożenia tułowia oraz sygnalizowanie przyjmowania potencjalnie niekorzystnych pozycji. Takie rozwiązania mogą wspomagać naukę prawidłowych wzorców ruchowych i stanowić uzupełnienie tradycyjnych szkoleń z zakresu ergonomii [48], [49], [50],

Szczegółowy przegląd badań ankietowych dotyczących częstości występowania dolegliwości mięśniowo-szkieletowych w Polsce oraz badań biomechanicznych poświęconych wyznaczaniu sił i obciążeń działających podczas pracy z pacjentem przedstawiono w kolejnych podrozdziałach.

a. Badania ankietowe

Początek niniejszego przeglądu sięga 2011 roku, kiedy badanie dotyczące tego zjawiska w warunkach krajowych przeprowadziła Zyznawska z zespołem [51]. Badaniem objęto grupę 200 kobiet wykonujących zawód pielęgniarki lub położnej. Wyniki analizy kwestionariuszowej wykazały, że aż 92,9% respondentek deklarowało występowanie incydentów bólowych kręgosłupa, przy czym brak dolegliwości odnotowano głównie w grupie osób o krótkim stażu pracy. Średnia wieku kobiet zgłaszających objawy wynosiła 38,4 roku. Szczegółowy rozkład topografii bólu wskazał na dominujący udział odcinka lędźwiowego (40%), podczas gdy izolowane dysfunkcje odcinka szyjnego i piersiowego dotyczyły odpowiednio 8,5% oraz 5,7% badanych. Istotnym klinicznie wnioskiem było odnotowanie bólu obejmującego kilka odcinków jednocześnie u 45,7% ankietowanych, z czego blisko 62% wskazało na obecność bólu, pod postacią promieniowania bólu do pośladka lub kończyny dolnej. Natężenie dolegliwości korelowało dodatnio z wiekiem oraz stażem pracy, aczkolwiek symptomy patologiczne obserwowano również u kobiet rozpoczynających aktywność zawodową. Autorki poddały ocenie także stan wiedzy badanych w zakresie profilaktyki; wykazano niesatysfakcjonujący poziom znajomości zasad ergonomii pracy oraz tendencję do marginalizowania działań prewencyjnych ukierunkowanych na ochronę narządu ruchu [51].

Podobne wnioski sformułowali Maciuk i in., którzy poddali analizie kwestionariuszowej grupę 100 czynnych zawodowo pielęgniarek. W tym przypadku symptomy bólowe w obrębie odcinka lędźwiowo-krzyżowego zadeklarowało 81% respondentek, natomiast w obszarze szyjnym – 53%. Badanie to dostarczyło istotnych danych w zakresie dynamiki rozwoju patologii w czasie; dolegliwości dolnego odcinka kręgosłupa manifestowały się najczęściej w przedziale od 2,5 do 5 lat od momentu podjęcia zatrudnienia, podczas gdy dysfunkcje odcinka szyjnego ujawniały się znacznie później – średnio po 8,5 latach pracy. Z punktu widzenia biomechaniki i ergonomii, kluczowym aspektem rzeczonej analizy było powiązanie incydentów bólowych z konkretnymi czynnościami eksploatacyjnymi. Większość ankietowanych (76%) wskazała, iż ból odcinka lędźwiowego zadebiutował podczas czynności dźwigania (np. relokacji pacjenta), u 35% rozwinął się w trakcie długotrwałej pozycji stojącej, a u 17% podczas chodzenia. Statystycznie mniejszy udział miały pozycje siedzące (12%) oraz czynności statyczne, takie jak czytanie czy rekreacyjne ćwiczenia fizyczne (po 2%). Ponownie wykazano istotny deficyt wiedzy personelu w zakresie dopuszczalnych norm wydatku energetycznego oraz technik bezpiecznego podnoszenia ciężarów [52].

Zagadnienie to w szerszym aspekcie demograficznym i terapeutycznym poruszyli również Przychodzka i in. (2014) [53], badając grupę 101 pielęgniarek i pielęgniarzy w wieku od 23 do 58 lat (średnia wieku: 43,88 ± 9,18 lat; 97,03% kobiet). Autorzy potwierdzili, że ponad 80% składu osobowego personelu zmaga się z chronicznym lub epizodycznym bólem kręgosłupa, a tylko 19% w ogóle nie zgłaszało takich dolegliwości. Badanie to naświetliło powszechność stosowania farmakoterapii objawowej jako głównej metody radzenia sobie z problemem. Przyniosła ona jednak zróżnicowane skutki: jedynie 21,78% badanych odnotowało całkowite ustąpienie bólu po przyjęciu leków przeciwbólowych, u 22,77% zniesienie dolegliwości było odczuwalne, lecz czasowe, natomiast pozostała część grupy deklarowała znikomą (6,94%) lub zerową (0,99%) skuteczność stosowanych środków chemicznych. W strukturze topograficznej zmian patologicznych ponownie dominował rejon lędźwiowo-krzyżowy (55,45%), wyprzedzając dolegliwości o charakterze uogólnionym, obejmujące całą długość kolumny kręgosłupa (25,74%).

Kolejne analizy, przeprowadzone przez Wolską i in. (2018) [54], objęły grupę 50 pielęgniarek pracujących na oddziałach zachowawczych i zabiegowych, wśród których kobiety stanowiły 98%. W strukturze wiekowej najliczniejszą reprezentację stanowiły osoby w przedziale 41–50 lat. W tym badaniu wszyscy ankietowani (100%) zgodnie potwierdzili, że specyfika pracy pielęgniarki bezpośrednio wpływa na występowanie oraz nasilenie dolegliwości bólowych kręgosłupa. Ponadto połowa badanych (50%) wskazała ból jako bezpośrednią przyczynę absencji chorobowej i czasowej niezdolności do pracy. Jako główne czynności wzmagające te dolegliwości respondentki wskazały podnoszenie ciężarów oraz schylanie się. W przypadku wystąpienia epizodów bólowych personel najczęściej sięgał po środki farmakologiczne. W dalszej kolejności 28 osób (56%) wybierało ograniczanie aktywności fizycznej oraz ćwiczenia rozciągające i wzmacniające mięśnie kręgosłupa. W najmniejszym stopniu badani korzystali z technik relaksacyjnych.

W 2019 roku Gałczyk i Kułak przeprowadzili obszerną analizę wybranych czynników ryzyka i ich wpływu na występowanie dolegliwości bólowych kręgosłupa u pielęgniarek. Grupa badawcza obejmowała aż 345 pielęgniarek w wieku 25–60 lat. Najwięcej było osób w wieku 41–50 lat (52,2%), a starsze niż 50 lat stanowiły 27,2%. W badaniu wykorzystano autorską ankietę oraz standaryzowane kwestionariusze: ODI (Oswestry Disability Index) dla dolnego odcinka kręgosłupa, NDI (Neck Disability Index) dla odcinka szyjnego oraz SWLS (Skala Satysfakcji z Życia). Analiza wykazała istotny statystycznie wpływ wieku na występowanie problemu. W grupie powyżej 50. roku życia aż 59,6% pielęgniarek cierpiało na

ból codziennie. Dla porównania, w grupie najmłodszej (25–30 lat) codzienny ból zgłaszało 11,1%. Zaskoczeniem był natomiast fakt, że miejsce pracy nie miało większego znaczenia, gdyż pielęgniarki na oddziałach zabiegowych, niezabiegowych i w przychodniach cierpiały z powodu bólu kręgosłupa niemal identycznie [55].

W 2022 roku Mroczkowska i Mroczkowska podjęły się badania, w którym przyjrzały się dolegliwościom bólowym dolnych segmentów kręgosłupa u osób pracujących w zawodzie pielęgniarki, kosmetologa oraz kosmetyczki. Badanych podzielono na grupy zgodnie z wykonywanym zawodem, a grupa pielęgniarek liczyła 76 osób. Średnia wieku w tej grupie wynosiła 46 lat (dla porównania średnia wieku kosmetyczek wynosiła 25 lat). Kwestionariusz ankiety obejmował dwa główne obszary: pierwszy – dotyczący występowania dolegliwości bólowych, a drugi – sprawdzający wiedzę z zakresu ergonomii i norm. Dolegliwości bólowe dolnych segmentów kręgosłupa stwierdzono u 40% badanych pielęgniarek. Aż 75% z nich powiązało ból bezpośrednio z koniecznością dźwigania ciężarów (przede wszystkim pacjentów) oraz z częstym schylaniem się. Jako pozostałe przyczyny badane wskazały długotrwałą, wymuszoną pozycję ciała (35%) oraz nagłe zmiany pozycji (15%). Podobnie jak w poprzednich latach, najczęstszą metodą walki z bólem była farmakoterapia – aż 40% respondentek regularnie stosowało leki przeciwbólowe. Z masażu korzystało 25%, a z elektroterapii 8%. Choć 45% pielęgniarek deklarowało, że zna ćwiczenia wzmacniające kręgosłup, to w rzeczywistości tylko 10% z nich wykonywało je systematycznie. [56].

Jednym z nowszych opracowań dotyczących tego zagadnienia są badania Szubartowskiej i in. (2025) [57], skupiające się na występowaniu dolegliwości bólowych kręgosłupa w odcinku lędźwiowo-krzyżowym wśród czynnego zawodowo personelu pielęgniarskiego. Wykazano w nich, że ból krzyża dotyczył aż 87% ogółu badanych. W całym projekcie przebadano 200 osób, a do szczegółowej analizy problemu w tym konkretnym odcinku wyodrębniono grupę 68 respondentów, którzy bezpośrednio wskazali te dolegliwości. W tej podgrupie 65% stanowiły kobiety (44 osoby), 32% mężczyźni (22 osoby), a 3% nie udzieliło odpowiedzi. Średnia wieku badanych wyniosła 43,28 roku. Ponad połowa grupy wykazywała wysokie ryzyko rozwoju przewlekłego bólu, a większość – wysokie ryzyko spondyloartrozy. Analiza ponownie potwierdziła zależność występowania zespołów bólowych kręgosłupa od wieku. Podobnie jak w badaniu Mroczkowskiej (2022), tutaj także nie stwierdzono wpływu wskaźnika BMI na występowanie bólu krzyża. Najczęstszymi towarzyszącymi problemami zdrowotnymi były: chroniczne zmęczenie (28%), choroby tarczycy (15%) oraz żylaki kończyn dolnych (13%). Autorzy wskazują na powtarzanie

niepoprawnych wzorców ruchowych w trakcie pracy, chroniczne niestosowanie ergonomicznych praktyk, słabą postawę ciała, a także czynniki organizacyjne: przepracowanie, pracę zmianową i stres zawodowy przy jednoczesnym niskim poziomie aktywności fizycznej poza pracą [57].

Ostatnim już w zakresie przeglądu badań ankietowych dowodem na powszechność zjawiska występowania dolegliwości bólowych u pielęgniarek i opiekunów, w tym przypadku, w ujęciu międzynarodowym, są badania przeprowadzone przez Mateos-González i in. (2025) [58]. Analizą objęto grupę 508 asystentów opieki geriatrycznej w Hiszpanii, z czego zdecydowaną większość (94,5%) stanowiły kobiety. Wyniki jednoznacznie pokazały, że najczęstszym problemem mięśniowo-szkieletowym w tej grupie zawodowej jest ból kręgosłupa w odcinku lędźwiowym, który zadeklarowało aż 87,6% ankietowanych. Co istotne, dolegliwości te realnie wpływały na zdolność do wykonywania pracy – 40,8% osób z bólem lędźwiowym oraz 36,4% osób z bólem szyi zgłaszało wyraźne trudności podczas realizacji codziennych obowiązków zawodowych. Dodatkowo badanie naświetliło problem chroniczności tych objawów; ból o charakterze przewlekłym i uporczywym stwierdzono u 43,7% badanych z dolegliwościami lędźwiowymi oraz u 40,9% z problemami w odcinku szyjnym [58].

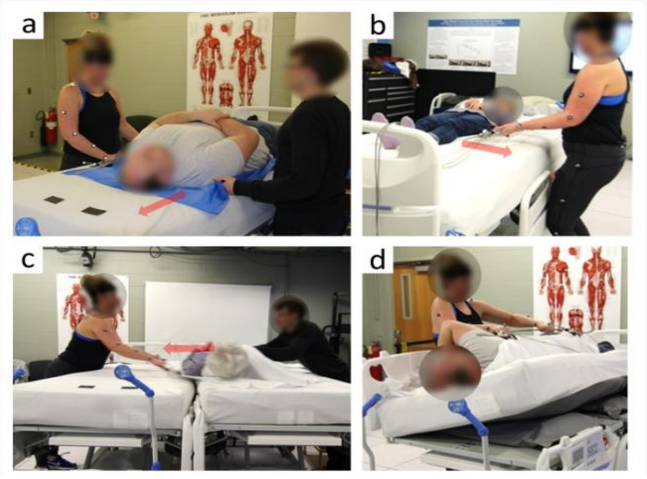
Podsumowując analizę badań ankietowych z lat 2011–2025, można stwierdzić, że dolegliwości bólowe kręgosłupa pozostają częstym problemem wśród personelu pielęgniarskiego i opiekuńczego, przy czym szczególnie często dotyczą odcinka lędźwiowo-krzyżowego. W wielu analizowanych badaniach jako czynności związane z występowaniem dolegliwości wskazywano podnoszenie i przemieszczanie pacjentów, schylanie się oraz długotrwałe utrzymywanie wymuszonej pozycji ciała.

Wyniki wskazują również, że sama znajomość zasad ergonomii nie eliminuje problemu. Uzasadnia to potrzebę stosowania, obok działań edukacyjnych i organizacyjnych, rozwiązań technicznych i konstrukcyjnych ograniczających konieczność ręcznego przemieszczania pacjentów.

b. Badania obciążeń opiekunów/ pielęgniarek

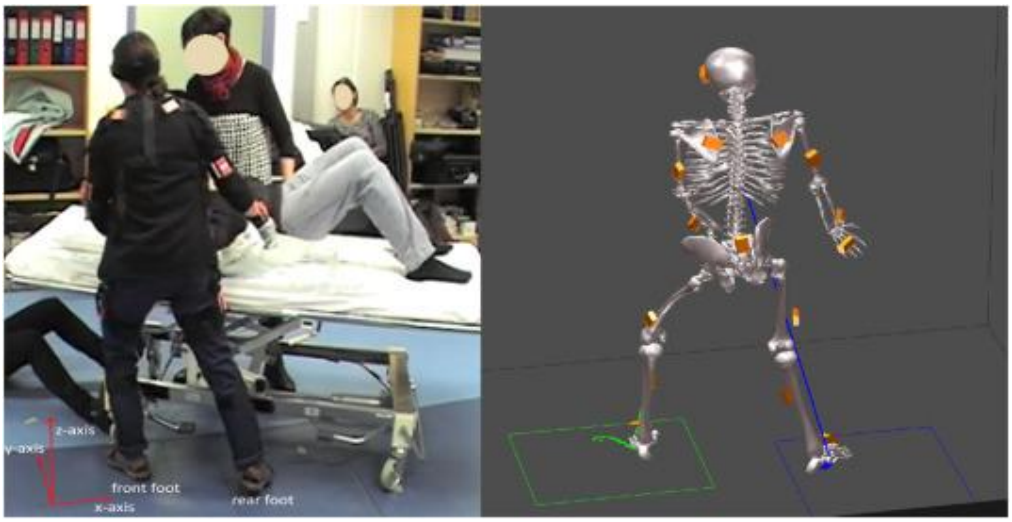
Kolejny etap przeglądu literatury obejmował prowadzone w zakresie obciążeń kręgosłupa badania, jednocześnie wykazując część rozwiązań stosowanych w celu ich łagodzenia.

W badaniu Wiggermann i in. (2021) [59] analizowano wpływ narzędzi wspomagających zmianę pozycji pacjenta na obciążenie biomechaniczne opiekunów. Celem pracy było ilościowe określenie sił działających na odcinek lędźwiowy kręgosłupa podczas wykonywania standardowych czynności repozycjonowania oraz ocena wpływu masy pacjenta i zastosowanych rozwiązań redukujących tarcie. W badaniu uczestniczyło 10 pielęgniarek, które wykonywały zadania w parach z wykorzystaniem antropomorficznych fantomów o masie 50, 77 i 141 kg. Analizowane czynności obejmowały podciąganie pacjenta w łóżku, obrót o 90°, transfer między łóżkami oraz podciąganie w kierunku wezgłowia przy jego uniesieniu. Porównano tradycyjne prześcieradło, system ślizgowy TAP, maty redukujące tarcie oraz materac z poduszką powietrzną. Do pomiarów wykorzystano system analizy ruchu, platformy dynamometryczne oraz czujniki siły, a zarejestrowane dane wprowadzono do trójwymiarowego modelu biomechanicznego w celu wyznaczenia sił kompresyjnych i ścinających działających na odcinek lędźwiowy. Uzyskane wartości odnoszono do wartości granicznych NIOSH, w tym 3400 N dla kompresji segmentu L5/S1. Przy zastosowaniu tradycyjnego prześcieradła i fantomu o masie 77 kg wartości kompresji przekraczały 3400 N. Wraz ze wzrostem masy fantomu skuteczność pasywnych systemów redukcji tarcia malała, natomiast najlepsze wyniki uzyskano przy zastosowaniu systemu powietrznego, który pozwalał ograniczyć obciążenie L5/S1 również podczas przemieszczania fantomu o masie 141 kg [59].




*Rys. 22 Analizowane czynności repozycjonowania pacjenta: (a) podciąganie, (b) repozycjonowanie boczne, (c) transfer boczny, (d) obrót pacjenta z wykorzystaniem systemu wspomagającego [59]*

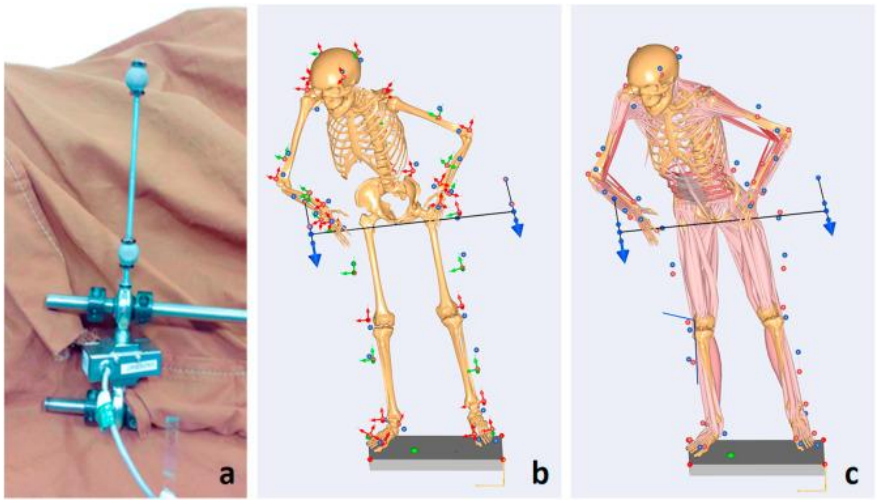
Kolejne badanie o charakterze biomechanicznym przeprowadzili Muona, Vartiainen i in. (2022) [60]. Jego celem było określenie wielkości sił generowanych przez personel podczas przesuwania leżącego pacjenta w kierunku wezgłowia łóżka oraz ocena czy zastosowanie dodatkowych narzędzi zmniejsza obciążenie kręgosłupa. W eksperymencie uczestniczyły dwie pielęgniarki wykonujące zadania w parach po obu stronach łóżka. Łącznie przeprowadzono 16 prób. Porównano metodę tradycyjną, z użyciem bawełnianego podkładu na standardowym prześcieradle oraz metodę wykorzystującą dodatkową folię ślizgową. Do pomiarów zastosowano platformy dynamometryczne oraz system analizy ruchu, a próby dodatkowo rejestrowano kamerą wideo. Po każdej próbie uczestniczki oceniały poziom wysiłku przy użyciu skali Borga CR10. Zastosowanie folii poślizgowej zmniejszyło maksymalną siłę potrzebną do przesunięcia pacjenta średnio o 38,1% w porównaniu z metodą tradycyjną. Wyniki wskazują, że proste rozwiązania ograniczające tarcie mogą istotnie zmniejszać fizyczne obciążenie personelu podczas przemieszczania pacjentów [60].




*Rys. 23 Stanowisko badawcze podczas przemieszczania pacjenta oraz model kinematyczny wykorzystywany do analizy obciążeń personelu [60]*

Jedną z ciekawszych pozycji w literaturze są badania Zhou i Wiggermanna (2021) [61], których celem było określenie wpływu wbudowanych funkcji łóżka oraz geometrii jego segmentów na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego personelu. Analizowano obracanie pacjenta na bok oraz podciąganie go w kierunku wezgłowia. W eksperymencie wykorzystano optoelektroniczny system analizy ruchu, platformy dynamometryczne oraz czujniki siły umieszczone przy dłoniach opiekunów. Zarejestrowane dane wprowadzono do trójwymiarowego modelu biomechanicznego w celu wyznaczenia m.in. sił kompresyjnych na

poziomie L5/S1. Zastosowanie zintegrowanych systemów wspomagających zmniejszało obciążenie podczas większości analizowanych manewrów, jednak w części konfiguracji wartość 3400 N była nadal przekraczana. Autorzy wykazali również istotne obciążenie kończyn górnych, szczególnie dłoni i stawów kończyn górnych. Wyniki wskazały ponadto, że ustawienie segmentów łóżka istotnie wpływa na warunki biomechaniczne podczas przemieszczania pacjenta [61].




*Rys. 24 Pomiar sił podczas wykonywania czynności przy pacjencie oraz odwzorowanie badanego w modelu biomechanicznym: (a) układ pomiarowy sił, (b) model kinematyczny, (c) model mięśniowo-szkieletowy [61]*

Analiza przytoczonych badań eksperymentalnych o charakterze biomechanicznym pozwala na sformułowanie istotnych wniosków z punktu widzenia inżynierii medycznej i ergonomii. Zastosowanie obiektywnych metod pomiarowych, takich jak systemy analizy ruchu (motion capture), platformy dynamometryczne oraz czujniki siły, umożliwiło ilościową ocenę obciążeń występujących podczas czynności, które w badaniach ankietowych personel medyczny wskazywał jako związane z występowaniem dolegliwości bólowych. Wykazano, że tradycyjne, manualne metody repozycjonowania pacjenta przy użyciu standardowego prześcieradła mogą generować siły kompresyjne na poziomie segmentu L5/S1 przekraczające wartość 3400 N, również podczas przemieszczania pacjenta o masie około 77 kg [22]. Wprowadzenie pasywnych rozwiązań redukujących tarcie, takich jak folie poślizgowe czy ślizgi, pozwalało na obniżenie wartości sił o około 38–40% [23]. Ich skuteczność zmniejszała się jednak wraz ze wzrostem masy pacjenta, a w przypadku fantomu o masie 141 kg zastosowanie części rozwiązań pasywnych nadal wiązało się z wysokimi wartościami obciążeń [22]. Z punktu widzenia projektowego istotne jest również to, że zastosowanie systemów

wspomagających wbudowanych w łóżko nie we wszystkich analizowanych konfiguracjach pozwalało na ograniczenie kompresji L5/S1 poniżej wartości 3400 N [24]. Badania Zhou i Wiggermanna zwróciły ponadto uwagę na obciążenia kończyn górnych opiekunów, wskazując, że ocena ergonomii czynności pielęgnacyjnych nie powinna ograniczać się wyłącznie do obciążeń kręgosłupa [24]. Uzyskane wyniki wskazują, że zarówno redukcja tarcia, jak i odpowiednia geometria segmentów łóżka mogą ograniczać obciążenia personelu, jednak ich skuteczność zależy od warunków wykonywania danej czynności. Uzasadnia to rozwój rozwiązań konstrukcyjnych ograniczających konieczność ręcznego generowania dużych sił podczas przemieszczania pacjenta oraz zmniejszających obciążenie zarówno odcinka lędźwiowo-krzyżowego, jak i kończyn górnych operatora.

c. Przegląd rozwiązań rynkowych w zakresie łóżek typu floor-bed

Przeprowadzono przegląd aktualnych rozwiązań konstrukcyjnych stosowanych w łóżkach rehabilitacyjnych oraz analizę wybranych produktów dostępnych na rynku. Szczególną uwagę zwrócono na rozwiązania typu floor-bed umożliwiające uzyskanie bardzo niskiego położenia platformy materaca przy jednoczesnym zachowaniu możliwości podniesienia jej do wysokości umożliwiającej wykonywanie czynności pielęgnacyjnych przez opiekuna. Analizie poddano podstawowe parametry geometryczne i użytkowe, w szczególności minimalną i maksymalną wysokość platformy, wymiary całkowite, możliwość przedłużenia leża, bezpieczne obciążenie robocze SWL, maksymalną masę użytkownika oraz masę własną konstrukcji. Porównano również rozwiązania funkcjonalne, takie jak liczba sekcji leża, elektryczne profilowanie, funkcja auto-regresji, regulacja Trendelenburga i anty-Trendelenburga, dostępność barierek bocznych oraz deklarowany stopień ochrony elementów elektrycznych. Do analizy wybrano konstrukcje reprezentujące grupę elektrycznych łóżek typu ultra-low/floor-bed, dla których dostępne były dane techniczne umożliwiające porównanie najważniejszych cech konstrukcyjnych i funkcjonalnych.

**Charakterystyka wybranych rozwiązań**

- ***Accora FloorBed 1***



*Rys. 25 Łóżko typu floorbed Accora [62]*

Accora FloorBed 1 jest czterosekcyjnym, elektrycznie profilowanym łóżkiem typu floor-bed. Zakres regulacji wysokości platformy wynosi 7,1–65 cm, natomiast bezpieczne obciążenie robocze SWL wynosi 185 kg. Konstrukcja umożliwia regulację oparcia i części nożnej, posiada funkcję auto-regresji oraz możliwość ustawienia Trendelenburga i anty-Trendelenburga do 15°. Minimalna wysokość platformy pozwala ograniczyć wysokość potencjalnego upadku użytkownika [62].

- ***Accora FloorBed 1 Plus***

Accora FloorBed 1 Plus jest poszerzoną i wzmocnioną wersją modelu FloorBed 1. Zakres regulacji wysokości platformy wynosi 7,8–65 cm, a bezpieczne obciążenie robocze SWL 260 kg. Platforma materaca ma szerokość 105 cm, natomiast maksymalna masa użytkownika wynosi 225 kg. Konstrukcja zachowuje funkcje elektrycznego profilowania, auto-regresji oraz regulacji Trendelenburga i anty-Trendelenburga do 15° [63].

- ***Accora FloorBed 2***




*Rys. 26 Łóżko floorbed Accora [64]*

Accora FloorBed 2 jest czterosekcyjnym łóżkiem typu floor-bed o zakresie regulacji wysokości 7,1–80 cm. Konstrukcja umożliwia elektryczne profilowanie, auto-regresję oraz ustawienie Trendelenburga i anty-Trendelenburga do 15°. W porównaniu z FloorBed 1 model oferuje większą maksymalną wysokość platformy, co zwiększa zakres jej regulacji [64].

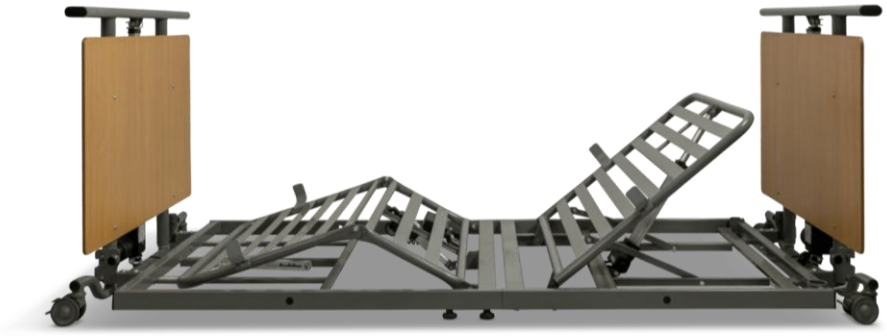
- ***TiaCare Icon Floor Bed***



*Rys. 27 Łóżko typu floorbed Icon [65]*

TiaCare Icon Floor Bed jest elektrycznie profilowanym łóżkiem typu floor-bed o zakresie regulacji wysokości około 10–70 cm. Model posiada funkcje auto-contour i auto-regression oraz czterosekcyjną platformę leża. Konstrukcja łączy możliwość niskiego ustawienia użytkownika z możliwością podniesienia platformy do wysokości ułatwiającej wykonywanie czynności pielęgnacyjnych [65].

- ***Prius Descend Ultra-Low Floor Bed***



Prius Descend jest elektrycznym łóżkiem typu ultra-low o zakresie regulacji wysokości około 6,9–63,5 cm. Konstrukcja posiada regulację oparcia i części nożnej, funkcję Trendelenburga i anty-Trendelenburga do około 14° oraz awaryjne zasilanie bateryjne. Minimalna wysokość platformy należy do najniższych spośród analizowanych rozwiązań [66].

- ***Alerta Lomond Floor 2***



*Rys. 28 Łóżko typu floorbed Lomond Floor [67]*

Alerta Lomond Floor 2 jest czterosekcyjnym, elektrycznie profilowanym łóżkiem typu floor-bed o zakresie regulacji wysokości około 9–70 cm. Bezpieczne obciążenie robocze SWL

wynosi 200 kg. Model posiada funkcję auto-regresji, regulację Trendelenburga i anty-Trendelenburga oraz możliwość przedłużenia leża o 20 cm [67].

- ***Drive Solite Pro Ultra Low***



*Rys. 29 łóżko typu floored Solite Pro Ultra Low [68]*

Drive Solite Pro Ultra Low jest elektrycznie profilowanym łóżkiem o zakresie regulacji wysokości 7,5–80,3 cm. Bezpieczne obciążenie robocze SWL wynosi 195 kg, a maksymalna masa użytkownika 160 kg. Konstrukcja posiada funkcje auto-regression i auto-contour oraz możliwość zastosowania regulacji Trendelenburga i anty-Trendelenburga. Model wyróżnia się jednym z największych zakresów regulacji wysokości w analizowanej grupie [68].

- ***Harvest Woburn Ultra Low***



*Rys. 30 Łóżko typu floorbed Woburn [69]*

Harvest Woburn Ultra Low jest czterosekcyjnym łóżkiem elektrycznym o minimalnej wysokości platformy około 6,7 cm i maksymalnej około 64 cm. Bezpieczne obciążenie robocze

SWL wynosi 185 kg, a maksymalna masa użytkownika 175 kg. Model posiada regulację oparcia i części podudziowej, funkcję auto-regresji oraz regulację Trendelenburga [69].

- ***Beaucare Pro-Bed Kilburn Floor Profiling Bed***



*Rys. 31 Łóżko typu floorbed Kilburn [70]*

Beaucare Pro-Bed Kilburn jest elektrycznie profilowanym łóżkiem typu floor-bed przeznaczonym do zastosowań opiekuńczych i domowych. Konstrukcja umożliwia niskie ustawienie platformy oraz jej elektryczne profilowanie. Ze względu na brak kompletnych danych technicznych w analizowanych materiałach model uwzględniono w przeglądzie jakościowym, bez pełnego porównania parametrów liczbowych [70].

- ***Apollo Ultra Low Floor Bed***



*Rys. 32 Łóżko typu floor bed Apollo [71]*

Apollo Ultra Low Floor Bed jest elektrycznie profilowanym łóżkiem o zakresie regulacji wysokości około 7–67 cm. Bezpieczne obciążenie robocze SWL wynosi około 184,2 kg, a maksymalna masa użytkownika około 174,6 kg. Model posiada funkcje auto-contour i auto-regression, regulację oparcia i części podudziowej oraz anty-Trendelenburg do 10° [71].

**Wnioski z analizy**

Przeprowadzona analiza wskazuje, że charakterystyczną cechą łóżek typu floor-bed jest możliwość obniżenia platformy materaca do poziomu około 6,7–10 cm. Jednocześnie konstrukcje te umożliwiają podniesienie platformy do około 63,5–80,3 cm, dzięki czemu mogą być wykorzystywane zarówno w pozycji niskiej, jak i podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych przez opiekuna. W analizowanych rozwiązaniach dominują czterosekcyjne platformy z elektrycznym profilowaniem. Powszechnie stosowane są również funkcje regulacji Trendelenburga i anty-Trendelenburga oraz auto-regresji. Bezpieczne obciążenie robocze większości analizowanych konstrukcji mieści się w zakresie około 180–200 kg, przy czym rozwiązania przeznaczone dla użytkowników o większej masie mogą osiągać wyższe wartości. Analiza wykazała również, że osiągnięcie bardzo małej wysokości minimalnej nie wyklucza uzyskania znacznego zakresu regulacji wysokości. Z punktu widzenia projektowanej konstrukcji szczególne znaczenie mają więc: możliwie mała wysokość minimalna platformy, odpowiednia wysokość robocza dla opiekuna, wymagane obciążenie robocze, ograniczenie gabarytów konstrukcji oraz możliwość zastosowania pełnego elektrycznego profilowania. Wyniki analizy rozwiązań rynkowych stanowią punkt odniesienia do określenia wymagań funkcjonalnych i konstrukcyjnych projektowanego łóżka oraz do dalszego doboru materiałów, mechanizmów i technologii wykonania.

## Tabela porównawcza

*Tabela 6 Podstawowe parametry techniczne*

| | Parametry techniczne | | | | | | | | | Funkcje konstrukcyjne | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Model | Hmin [cm] | Hmax [cm] | SWL [kg] | Max. masa użytkownika [kg] | Szer. [cm] | Dł. [cm] | Trendelenburg | Anty-Trendelenburg | Masa łóżka [kg] | Auto-regresja | Przedłużenie [cm] | Ochrona IPX4 |
| Accora FloorBed 1 | 7,1 | 65 | 185 | 150 | 92,5 | 225,5 | 15° | 15° | 85,1 | tak | 20 | tak |
| Accora FloorBed 1 Plus | 7,8 | 65 | 260 | 225 | 107,5 | 225,5 | 15° | 15° | b.d. | tak | 20 | tak |
| Accora FloorBed 2 | 7,1 | 80 | 185 | 150 | 92,5 | 225,5 | 15° | 15° | 93,2 | tak | 20 | tak |
| Alerta Lomond Floor 2 | 9 | 70 | 200 | b.d. | 102 | 213 | tak | tak | b.d. | tak | 20 | b.d. |
| Drive Solite Pro Ultra Low | 7,5 | 80,3 | 195 | 160 | 95,1 | 239,7 | opcja 10° | 10° | 115 | tak | 16,5 | b.d. |
| Harvest Woburn Ultra Low | 6,7 | 64 | 185 | 175 | b.d. | b.d. | tak | b.d. | ok. 81 | tak | dostępne | b.d. |
| Apollo Ultra Low | 7 | 67 | 184,2 | 174,6 | 97 | 224 | b.d. | 10° | b.d. | b.d. | 15 | b.d. |
| TiaCare Icon | 10 | 70 | 180 | 180* | b.d. | b.d. | tak | tak | b.d. | tak | _ | b.d. |
| Prius Descend | 6,9 | 63,5 | 179,2 | 170 | 96,5 | 223,5 | 14° | 14° | b.d. | b.d. | _ | b.d. |

b.d. = brak danych
Źródło: opracowanie własne na podstawie danych producentów

# 3. Cel i zakres pracy

Celem rozprawy było określenie i modelowanie obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego personelu podczas wykonywania wybranych czynności pielęgnacyjnych u osób o ograniczonej mobilności, ze szczególnym uwzględnieniem odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa oraz wykorzystanie uzyskanych wyników do opracowania i przygotowania do wdrożenia nowego typu łóżka rehabilitacyjnego. Założeniem projektowanego rozwiązania było ograniczenie obciążeń personelu podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych przy jednoczesnym zapewnieniu bezpieczeństwa pacjenta.

Realizacja celu wymagała przeprowadzenia badań biomechanicznych wybranych czynności pielęgnacyjnych oraz analizy sposobu ich wykonywania przez personel. Na podstawie zarejestrowanych danych kinematycznych i informacji o działających siłach opracowano model mięśniowo-szkieletowy umożliwiający wyznaczenie obciążeń działających na odcinek lędźwiowo-krzyżowy kręgosłupa. Kolejnym etapem było opracowanie modelu numerycznego odcinka lędźwiowego kręgosłupa metodą elementów skończonych, pozwalającego na analizę odpowiedzi jego struktur na przyjęte warunki obciążenia. Taki przebieg badań odpowiada przyjętemu planowi badawczemu: badania biomechaniczne, modelowanie obciążeń, analiza wyników i opracowanie wytycznych projektowych.

Uzyskane wyniki wykorzystano do identyfikacji niekorzystnych warunków wykonywania czynności pielęgnacyjnych oraz sformułowania założeń projektowych dla nowej konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego. Część badawcza realizowana była w Katedrze Biomechatroniki Politechniki Śląskiej, natomiast prace konstrukcyjne i wdrożeniowe prowadzono w firmie Reha-Bed sp. z o.o.

Zakres pracy obejmował dwa wzajemnie powiązane obszary: prace naukowo-badawcze dotyczące oceny i modelowania obciążeń personelu oraz prace projektowo-wdrożeniowe związane z opracowaniem nowej konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego.

**Zakres prac naukowo-badawczych**

W ramach części naukowej przeprowadzono analizę aktualnego stanu wiedzy dotyczącą biomechaniki odcinka lędźwiowego kręgosłupa, metod modelowania jego obciążeń oraz występowania dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego u personelu wykonującego czynności pielęgnacyjne. Następnie opracowano metodykę i przeprowadzono badania

biomechaniczne wybranych czynności wykonywanych przy pacjencie. Zarejestrowane dane wykorzystano do analizy kinematyki ciała oraz określenia warunków obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego. Na ich podstawie przygotowano model mięśniowo-szkieletowy, za pomocą którego wyznaczano obciążenia działające na odcinek lędźwiowo-krzyżowy kręgosłupa, w tym siły ściskające i ścinające. Do badań wykorzystano analizę ruchu i analityczny model układu/narządu mięśniowo-szkieletowego w celu określenia obciążeń w obszarze L5–S1. Kolejnym etapem było opracowanie modelu MES odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz przeprowadzenie analiz numerycznych dla wybranych warunków obciążenia. Wyniki badań eksperymentalnych i modelowych wykorzystano do wskazania czynności i pozycji ciała powodujących zwiększone obciążenia personelu oraz do opracowania wytycznych i założeń stanowiących podstawę części projektowej pracy. Przebieg badań obejmował analizę wyników symulacji oraz opracowanie nowych schematów wykonywania czynności pielęgnacyjnych i założeń dla konstrukcji łóżka

**Zakres prac projektowo-wdrożeniowych**

Część wdrożeniowa obejmowała analizę wymagań dotyczących projektowania i wytwarzania łóżek medycznych i rehabilitacyjnych. Przeanalizowano wymagania normatywne, rozwiązania dostępne na rynku oraz materiały i technologie stosowane w produkcji tego typu wyrobów. Na tej podstawie przygotowano zestawienie podstawowych wymagań konstrukcyjnych, obciążeń, wymiarów i parametrów istotnych dla projektowanego rozwiązania oraz opracowano jego specyfikację. W dalszym etapie opracowano koncepcję konstrukcji i model CAD nowego łóżka rehabilitacyjnego. Opracowane rozwiązanie mechanizmu zastosowanego w konstrukcji łóżka, będące rezultatem prac projektowych, posiada cechy innowacyjne, dlatego zostało zgłoszone do ochrony patentowej jako wynalazek w Urzędzie Patentowym RP. Następnie projekt poddano analizie wytrzymałościowej metodą elementów skończonych w celu oceny zachowania konstrukcji w przyjętych przypadkach obciążenia. Wyniki analiz biomechanicznych personelu oraz analiz numerycznych konstrukcji wykorzystano do wprowadzenia zmian i modyfikacji projektowych. Na ich podstawie przygotowano finalną wersję konstrukcji oraz dokumentację techniczną umożliwiającą wykonanie prototypu. Opracowany model znajduje się obecnie na etapie przygotowania do wykonania/wdrożenia w warunkach produkcyjnych.

# 4. Badania ankietowe

## a. Charakterystyka grupy badawczej

Grupa badawcza obejmowała 162 pracowników szpitala. Zdecydowaną większość badanych stanowił personel bezpośrednio zaangażowany w opiekę nad pacjentem (n = 149; 92,0%), w tym pielęgniarki, fizjoterapeuci, opiekunowie medyczni oraz salowe. Pozostałych respondentów (n=13; 8,0%) zakwalifikowano do zbiorczej kategorii pracowników diagnostyczno-administracyjnych. W badanej grupie dominowały kobiety, które stanowiły 93,2% respondentów (n = 151), natomiast mężczyźni stanowili 6,8% (n = 11). Najliczniejszą grupę wiekową stanowiły osoby powyżej 50. roku życia, a pod względem stażu pracy osoby z doświadczeniem zawodowym przekraczającym 20 lat (n = 76; 46,9%). Najmniej liczną grupę stanowili pracownicy ze stażem krótszym niż 1 rok (n = 5; 3,1%). Większość badanych (n = 127; 78,4%) deklarowała wykonywanie obowiązków zawodowych głównie w pozycji stojącej.

## b. Metodyka

W badaniu zastosowano metodę sondażu diagnostycznego z wykorzystaniem techniki ankietowej, a narzędziem badawczym stanowił autorski kwestionariusz. Badanie przeprowadzono w dwóch etapach z wykorzystaniem dwóch wersji kwestionariusza. W obu wersjach kwestionariusza uwzględniono pytania dotyczące korzystania ze sprzętu wspomagającego, pracy z asystą drugiej osoby oraz subiektywnej oceny wpływu stosowanych metod i urządzeń na obciążenie podczas pracy. Druga wersja kwestionariusza została natomiast rozszerzona o dodatkowe zagadnienia dotyczące ergonomii pracy i szczegółowej charakterystyki dolegliwości bólowych. Łącznie w badaniu uczestniczyło 162 respondentów. Pierwszą wersję kwestionariusza wypełniło 49 osób, natomiast 113 osób drugą, rozszerzoną wersję. W przypadku pytań występujących w obu wersjach odpowiedzi analizowano łącznie dla całej próby (N = 162). Pytania występujące wyłącznie w jednej wersji analizowano oddzielnie, z uwzględnieniem liczebności właściwej grupy.

Pierwsza wersja kwestionariusza obejmowała m.in. pytania:

- o dane antropometryczne, w tym masę ciała i wzrost, umożliwiające wyznaczenie wskaźnika BMI;
- o występowanie wybranych objawów neurologicznych;
- o informacje dotyczące zdiagnozowanych schorzeń układu mięśniowo-szkieletowego;

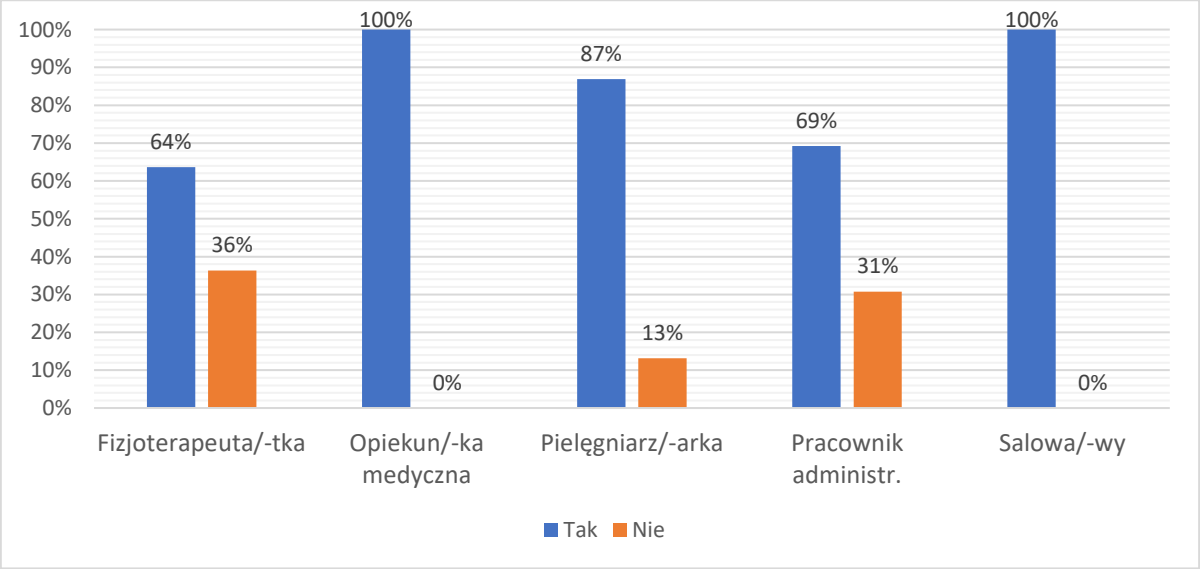
- dotyczące absencji chorobowej związanej z dolegliwościami bólowymi oraz korzystania z pomocy fizjoterapeutycznej;
- dotyczące aktywności prozdrowotnej i sposobu spędzania przerw w pracy.

Druga wersja kwestionariusza została rozszerzona o pytania dotyczące:

- przyczyn niestosowania sprzętu wspomagającego, takich jak brak czasu, brak dostępności lub trudności w obsłudze;
- szczegółowej charakterystyki dolegliwości bólowych, obejmującej charakter, czas trwania i czynniki nasilające;
- dodatkowych informacji o warunkach wykonywania czynności pielęgnacyjnych, np. dominującej pozycji pacjenta.

### c. Wyniki i analiza badań ankietowych

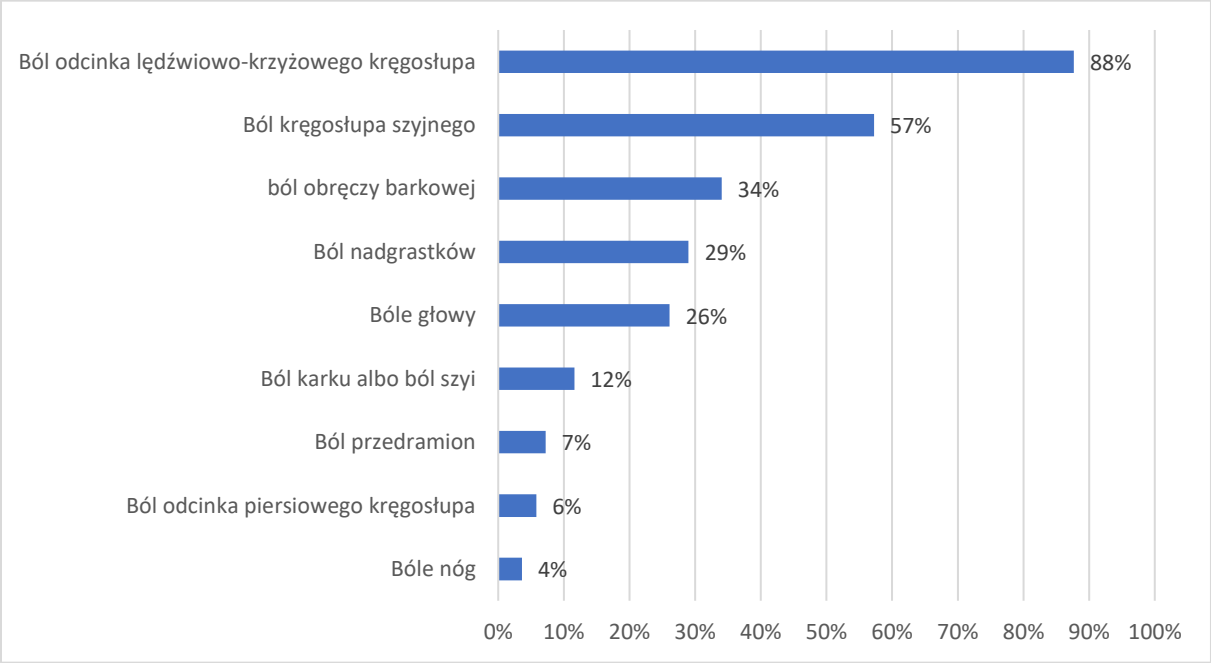
Na podstawowe pytanie dotyczące występowania dolegliwości bólowych podczas wykonywania pracy twierdząco odpowiedziało 85,2% respondentów (n = 138). Brak dolegliwości zadeklarowało 14,8% badanych (n = 24). Analiza statystyczna nie wykazała istotnej zależności pomiędzy występowaniem bólu a stażem pracy ($p > 0,05$). Oznacza to, że w badanej grupie nie stwierdzono podstaw do uznania stażu pracy za czynnik różnicujący występowanie dolegliwości bólowych.




*Rys. 33 Występowanie dolegliwości bólowych w zależności od stanowiska*

Istotną statystycznie zależność stwierdzono natomiast pomiędzy występowaniem dolegliwości bólowych a zajmowanym stanowiskiem pracy. Test niezależności chi-kwadrat wykazał związek

pomiędzy tymi zmiennymi (p = 0,004) przy przyjętym poziomie istotności α = 0,05. W grupie opiekunów medycznych oraz salowych dolegliwości bólowe zgłosili wszyscy respondenci, natomiast w pozostałych grupach zawodowych częstość ich występowania również pozostawała wysoka (Rys. 33). Zaobserwowano ponadto wzrost częstości występowania dolegliwości wraz z wiekiem badanych, jednak zależność tę należy traktować jako tendencję, jeżeli nie została potwierdzona odrębnym testem statystycznym.



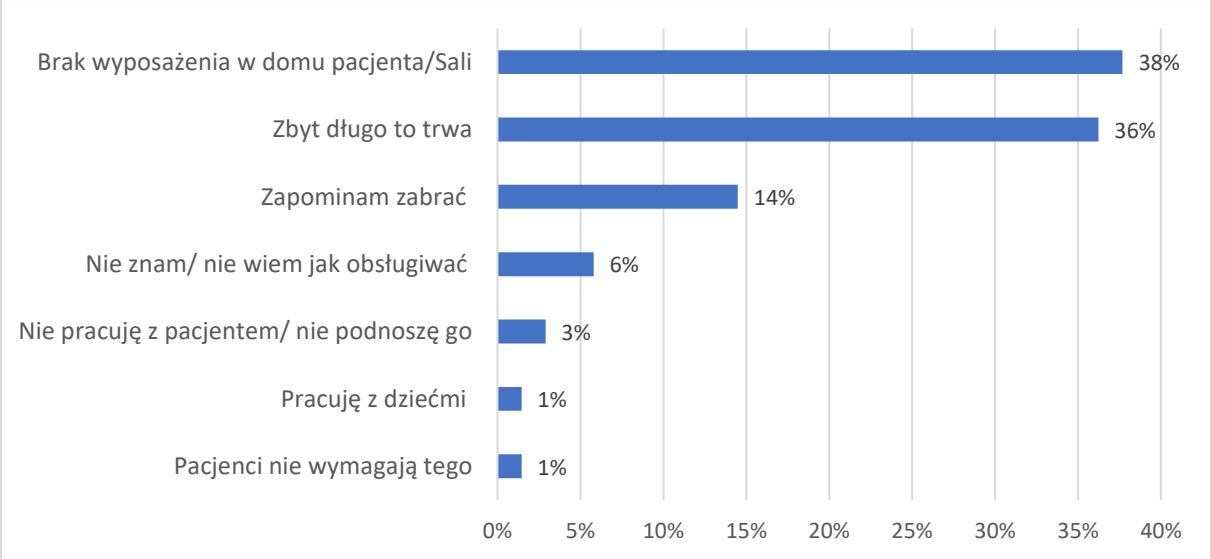

*Rys. 34 Lokalizacja dolegliwości bólowych u badanych pracowników*

Wśród osób deklarujących występowanie dolegliwości bólowych (n = 138) zdecydowanie najczęściej wskazywaną lokalizacją był odcinek lędźwiowo-krzyżowy kręgosłupa, który zgłosiło 88% badanych (n = 121). Drugim pod względem częstości obszarem był odcinek szyjny kręgosłupa (57%; n = 78). Respondenci wskazywali również dolegliwości w obrębie stawów nadgarstkowych, obręczy barkowej oraz głowy. Rzadziej zgłaszano ból przedramion, odcinka piersiowego kręgosłupa i kończyn dolnych (Rys. 34). Uzyskane wyniki potwierdzają, że w analizowanej grupie największym problemem były dolegliwości dotyczące dolnego odcinka kręgosłupa.

Kolejne zagadnienie dotyczyło przestrzegania zasad ergonomii podczas codziennej pracy. Największa część respondentów (67%) zadeklarowała odpowiedź „raczej tak", wskazując na stosowanie zasad ergonomii w większości sytuacji, lecz nie w sposób

konsekwentny. Odpowiedź „zawsze” wybrało 12% badanych, natomiast łącznie 21% respondentów zadeklarowało, że zasad ergonomii raczej nie stosuje lub nie stosuje ich wcale.

W części kwestionariusza dotyczącej bezpośredniej opieki nad pacjentem analizowano wykorzystanie sprzętu wspomagającego oraz pomoc drugiego pracownika podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych. Korzystanie ze sprzętu wspomagającego zadeklarowało 51,9% badanych (n = 84), natomiast pracę z asystą drugiego pracownika 53,7% respondentów (n = 87). Ponadto 69,1% badanych (n = 112) wskazało, że podczas korzystania z metod lub urządzeń wspomagających zauważa różnicę w obciążeniu podczas pracy. Do najczęściej stosowanych rozwiązań należały rolki do przemieszczania pacjentów, maty ślizgowe oraz podnośniki. Respondenci wskazywali również możliwość regulacji wysokości łóżka w celu dostosowania poziomu powierzchni roboczej do wzrostu opiekuna.




*Rys. 35 Przyczyny niestosowania sprzętu wspomagającego podczas pracy z pacjentem*

Najczęściej wskazywaną przyczyną niestosowania urządzeń pomocniczych była czasochłonność związana z ich przygotowaniem i obsługą (37,7%). Część respondentów (6,2%) wskazała również na brak lub utrudniony dostęp do odpowiedniego wyposażenia. Wyniki te wskazują, że samo wyposażenie placówki w sprzęt wspomagający nie przesądza o jego wykorzystaniu w codziennej pracy. Znaczenie mają także dostępność urządzeń, sposób organizacji pracy oraz czas potrzebny na ich zastosowanie Rys. 35

d. Wnioski. Podsumowanie

Na podstawie przeprowadzonych badań ankietowych sformułowano następujące wnioski:

- dolegliwości bólowe podczas wykonywania pracy zgłaszało 85,2% badanych, co wskazuje na dużą skalę problemu w analizowanej grupie pracowników szpitala;
- stwierdzono istotną statystycznie zależność pomiędzy występowaniem dolegliwości bólowych a zajmowanym stanowiskiem pracy ($p = 0,004$). Szczególnie wysoki odsetek osób zgłaszających ból występował wśród opiekunów medycznych i salowych;
- najczęściej wskazywaną lokalizacją dolegliwości był odcinek lędźwiowo-krzyżowy kręgosłupa (87,7%), a następnie odcinek szyjny (56,5%). Wyniki te wskazują na szczególne znaczenie obciążeń kręgosłupa w ocenie warunków pracy personelu;
- większość badanych wykonywała obowiązki zawodowe głównie w pozycji stojącej (78,4%), co wraz z charakterem czynności pielęgnacyjnych uzasadnia potrzebę dalszej analizy biomechanicznej pozycji przyjmowanych podczas pracy;
- stosowanie sprzętu pomocniczego i pracy w asyście było przez respondentów postrzegane jako rozwiązanie ograniczające wysiłek fizyczny, jednak jego wykorzystanie ograniczały m.in. czas potrzebny na przygotowanie i obsługę urządzeń oraz ich dostępność.

Przeprowadzone badania ankietowe, w zestawieniu z wynikami przeglądu literatury, wskazują, że dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego nadal stanowią istotny problem wśród personelu wykonującego czynności pielęgnacyjne. Pomimo stosowania zasad ergonomii oraz dostępności różnych urządzeń wspomagających, istniejące rozwiązania nie eliminują konieczności wykonywania czynności wymagających znacznego wysiłku fizycznego i przyjmowania niekorzystnych pozycji ciała. Uzyskane wyniki stanowiły podstawę do dalszej części badań, obejmującej analizę biomechaniczną wybranych czynności pielęgnacyjnych oraz opracowanie rozwiązania konstrukcyjnego umożliwiającego ograniczenie obciążeń personelu bez konieczności stosowania dodatkowych urządzeń pomocniczych podczas każdej czynności. Celem dalszych prac było zidentyfikowanie obciążeń działających na układ mięśniowo-szkieletowy personelu, ze szczególnym uwzględnieniem odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa.

# 5. Badania biomechaniczne

## a. Metodyka i przebieg badań

Badanie miało charakter studium przypadku i dotyczyło kobiety w wieku 52 lat, posiadającej 20-letnie doświadczenie w opiece nad osobami o ograniczonej mobilności. Przed rozpoczęciem badań uczestniczka zapoznała się z informacją dotyczącą przebiegu eksperymentu oraz podpisała formularz świadomej zgody na udział w badaniu. Przed wykonaniem prób określono podstawowe parametry antropometryczne osoby badanej. Zmierzono masę ciała (55 kg), wzrost w pozycji stojącej (160 cm) oraz wybrane długości segmentów ciała. Na podstawie masy i wzrostu obliczono wskaźnik masy ciała BMI = 21,48 kg/m². Zestawienie podstawowych parametrów antropometrycznych przedstawiono w poniższych tabelach.

*Tabela 7 Charakterystyka antropometryczna osoby badanej*

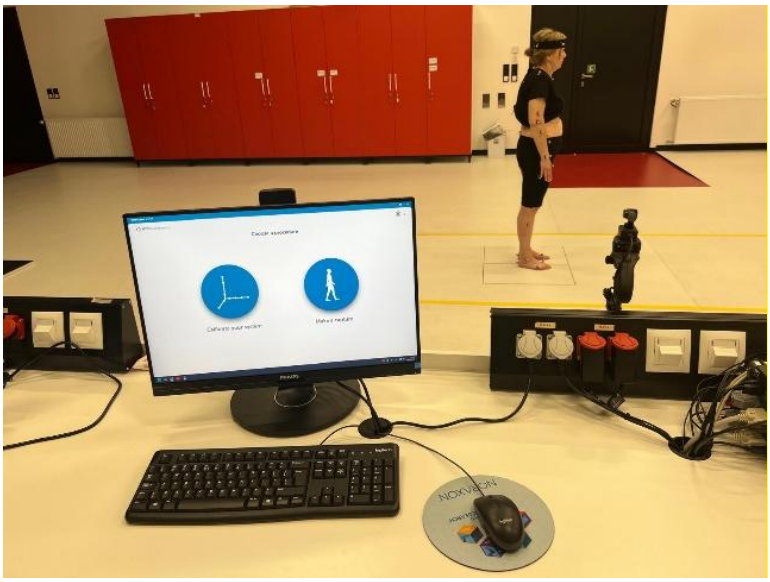
| | Wzrost [cm] | Masa [kg] |
|---|---|---|
| Badana osoba | 160 | 55 |

*Tabela 8 Długości segmentów osoby badanej*

| | Tułów [cm] | Głowa [cm] | Kończyna górna [cm] | Dłoń [cm] |
|---|---|---|---|---|
| Badana osoba | 47 | 20,5 | 72,5 | 17,5 |

Badania przeprowadzono w laboratorium analizy ruchu. Ruch osoby badanej rejestrowano z wykorzystaniem trójwymiarowego systemu optoelektronicznego BTS Smart wyposażonego w 12 kamer pracujących w zakresie podczerwieni**.** Przed rozpoczęciem właściwych prób przeprowadzono przygotowanie stanowiska pomiarowego oraz kalibrację systemu zgodnie z procedurą stosowaną w laboratorium.

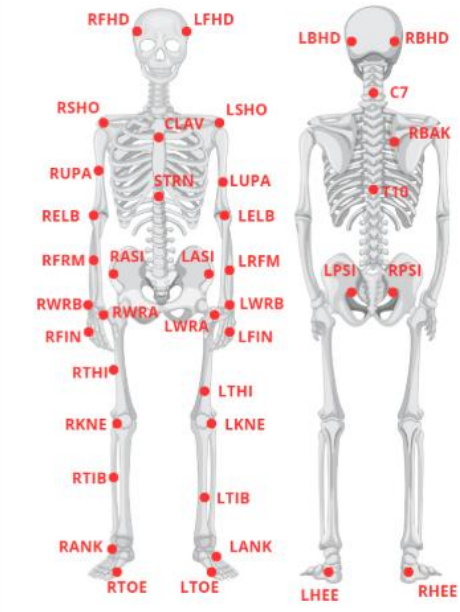
Na ciele osoby badanej umieszczono 39 markerów odblaskowych, których rozmieszczenie odpowiadało schematowi stosowanemu w modelu całego ciała Vicon (Plug-in Gait). Markery umieszczono w charakterystycznych punktach anatomicznych umożliwiających odtworzenie położenia poszczególnych segmentów ciała [72].



*Rys. 36 Widok stanowiska badawczego*

Rozmieszczenie markerów obejmowało:

- głowę: LFHD, RFHD, LBHD, RBHD;
- tułów: C7, T10, CLAV, STRN, RBAK;
- obręcz barkową i kończyny górne: LSHO, RSHO, LUPA, RUPA, LELB, RELB, LFRA, RFRA, LWRA, RWRA, LWRB, RWRB, LFIN, RFIN;
- miednicę: LASI, RASI, LPSI, RPSI;
- kończyny dolne: LTHI, RTHI, LKNE, RKNE, LTIB, RTIB, LANK, RANK, LHEE, RHEE, LTOE, RTOE.



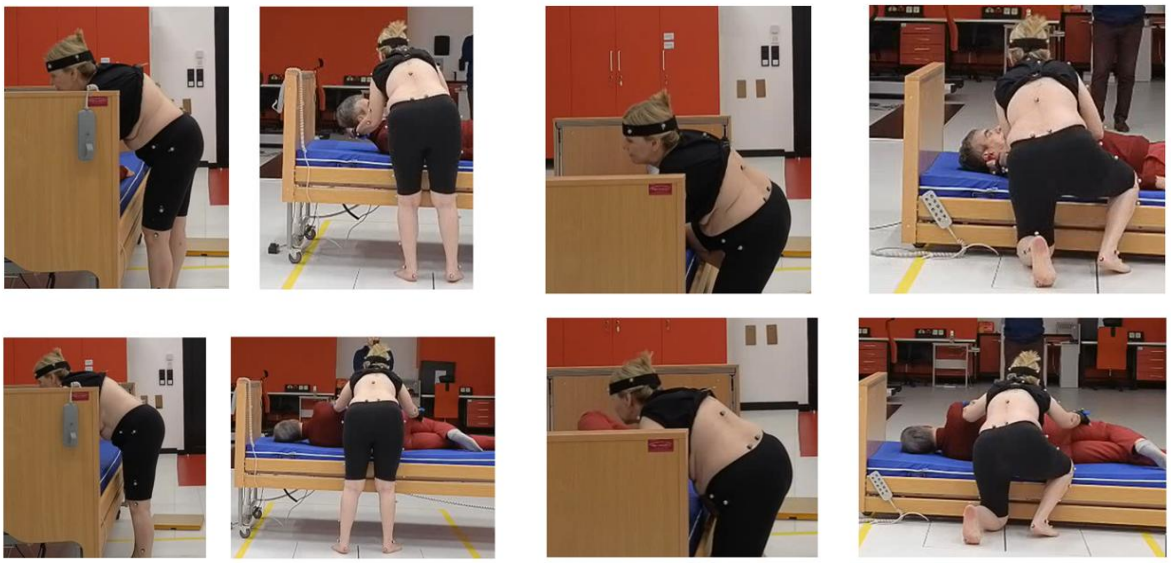

*Rys. 37 Schemat rozmieszczenia markerów zastosowany podczas badań [72]*

Osoba badana wykonywała wybrane czynności pielęgnacyjne obejmujące:

I. Uniesienie głowy do picia bądź jedzenia
II. Ułożenie pacjenta w pozycji bezpiecznej, co stanowiło także obrót pacjenta

Każdą czynność wykonywano min. 3 razy na dwóch wysokościach łóżka:

a) z łóżkiem podniesionym odpowiednio do wzrostu opiekuna (ok 60cm)
b) z obniżonym łóżkiem do najniższej pozycji (łóżko z materacem pozwalało podczas badań uzyskać wysokość ok. 20 cm, przez co opiekun mógł przyjąć pozycję półklęczącą, klęcząc na wybranym przez siebie kolanie)



*Rys. 38 Wykonywane czynności w szczególnie niekorzystnej dla kręgosłupa pozycji*

**Pomiar siły nacisku dłoni**

Podczas wykonywania analizowanych czynności rejestrowano również wartości nacisku wywieranego na dłonie osoby badanej. Zastosowano układ pięciu czujników (loadglove v.3.9.0, novel GmbH), z których cztery umieszczono na palcach jednej dłoni, natomiast piąty w centralnej części drugiej dłoni. Każdy czujnik rejestrował jedną wartość odpowiadającą naciskowi w miejscu jego umieszczenia.



*Rys. 39 Rozmieszczenie czujników nacisku na dłoniach osoby badanej: cztery czujniki umieszczone na palcach jednej dłoni oraz jeden czujnik w centralnej części drugiej dłoni*

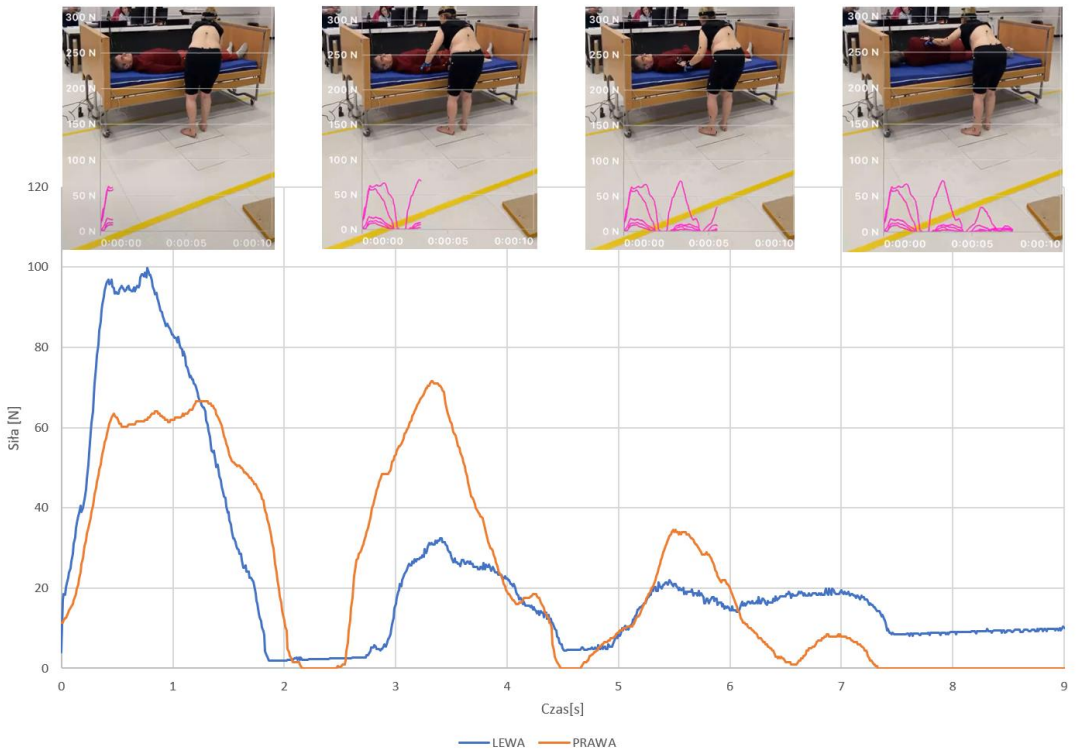
Dla dłoni lewej wyposażonej w cztery czujniki przyjęto wartość sumaryczną, obliczaną jako suma wskazań wszystkich czterech czujników:

$$F_{L_dłoń} = F_1 + F_2 + F_3 + F_4$$

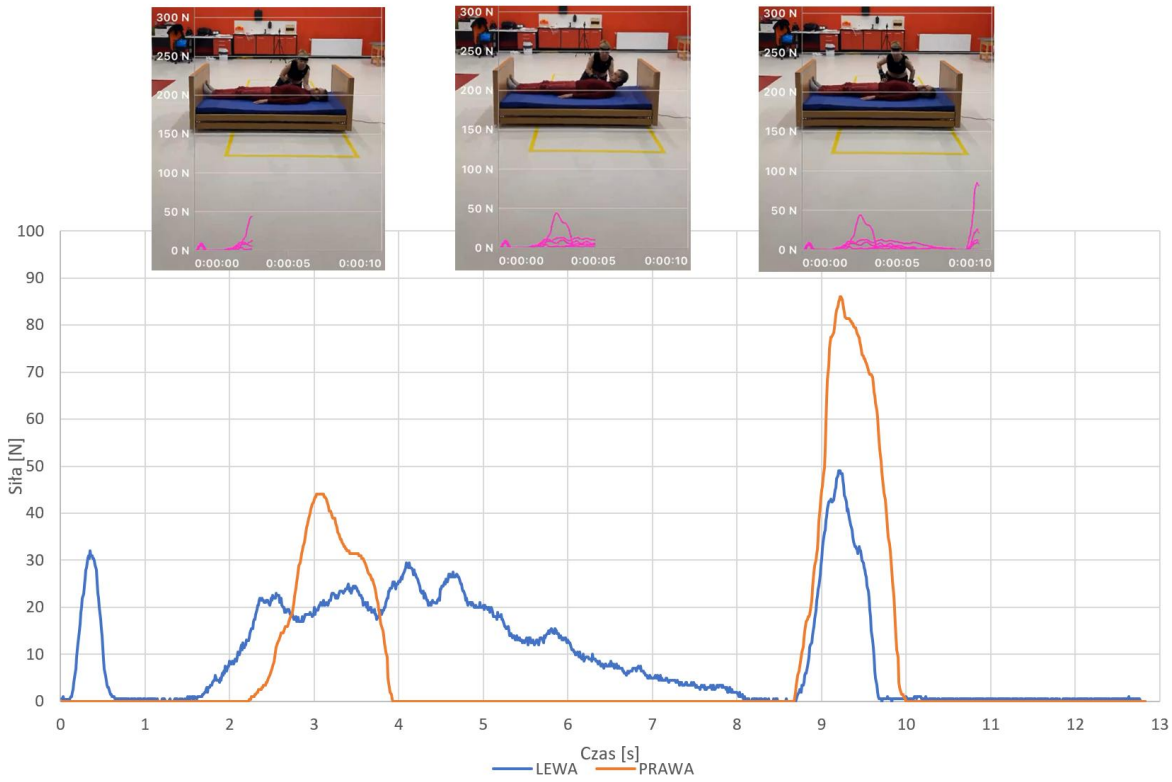
Natomiast dla drugiej/prawej dłoni analizowano bezpośrednio wartość siły $F_{P_dłoń}$ z pojedynczego czujnika umieszczonego w jej centralnej części (Rys. 39). Rejestracja sygnałów z czujników dłoni była prowadzona niezależnie od systemu BTS. Układ pomiarowy posiadał własny zapis wideo, który wykorzystano do czasowego dopasowania przebiegów siły nacisku do odpowiadających im fragmentów ruchu zarejestrowanego za pomocą systemu BTS.

Wyniki uzyskane w poszczególnych próbach przedstawiono w postaci przebiegów siły nacisku w funkcji czasu. Dla lewej ręki analizowano wypadkową wartość siły pochodzącą z zastosowanych czujników, natomiast dla prawej ręki sygnał z pojedynczego czujnika umieszczonego w centralnej części dłoni. Na podstawie otrzymanych przebiegów wyznaczono wartości maksymalne osobno dla lewej i prawej ręki oraz określono chwile czasowe odpowiadające charakterystycznym fazom wykonywanego ruchu.

Przykładowe przebiegi siły nacisku dla analizowanych wariantów przedstawiono na Rys. 30 i Rys. 31. Na wykresach zaznaczono również wybrane klatki nagrania, co umożliwiło przyporządkowanie zmian wartości siły do konkretnych pozycji przyjmowanych przez badaną osobę. Zestawienie sygnałów z odpowiadającymi im klatkami nagrania pozwala ponadto określić, w jakiej pozycji badanego występowały charakterystyczne zmiany oraz wartości maksymalne siły.



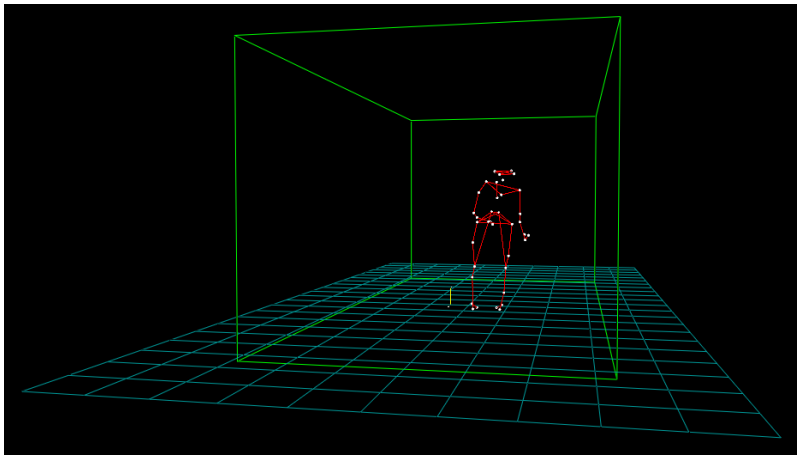

*Rys. 40 Przebieg siły nacisku w funkcji czasu (pozycja wysoka)*




*Rys. 41 Przebieg siły nacisku w funkcji czasu (pozycja niska)*

**Rejestracja danych**

Podczas każdej próby rejestrowano trajektorie markerów w przestrzeni trójwymiarowej. Dane zapisywano w środowisku BTS Smart, a następnie poddawano dalszej obróbce w celu przygotowania ich do analizy kinematycznej oraz wykorzystania w modelowaniu mięśniowo-szkieletowym. W pierwszym etapie przeprowadzano identyfikację i przypisanie poszczególnych markerów zgodnie z wcześniej zdefiniowanym modelem markerowym Vicon. Operację tę wykonywano w programie BTS Tracker. Następnie kontrolowano poprawność zarejestrowanych trajektorii, usuwano artefakty pomiarowe oraz wskazywano przedziały czasowe charakteryzujące się odpowiednią jakością zapisu. Szczególną uwagę zwracano na ciągłość ścieżek markerów oraz obecność chwilowych zaników sygnału, wynikających m.in. z ich przesłonięcia podczas wykonywania ruchu. W przypadku występowania istotnych braków lub nieciągłości trajektorii wykonywano dodatkową obróbkę w programie BTS Analyser. Obejmowała ona przede wszystkim interpolację brakujących fragmentów ścieżek markerów pomiędzy poprawnie zarejestrowanymi chwilami czasowymi. Po zakończeniu procesu weryfikacji i korekcji dane zapisywano w formacie C3D, umożliwiającym dalsze wykorzystanie informacji o położeniu markerów w kolejnych etapach analizy. Przykładowy przebieg zarejestrowanych trajektorii markerów przedstawiono na Rys. 42.



*Rys. 42 Przykładowy przebieg zarejestrowanych trajektorii markerów*

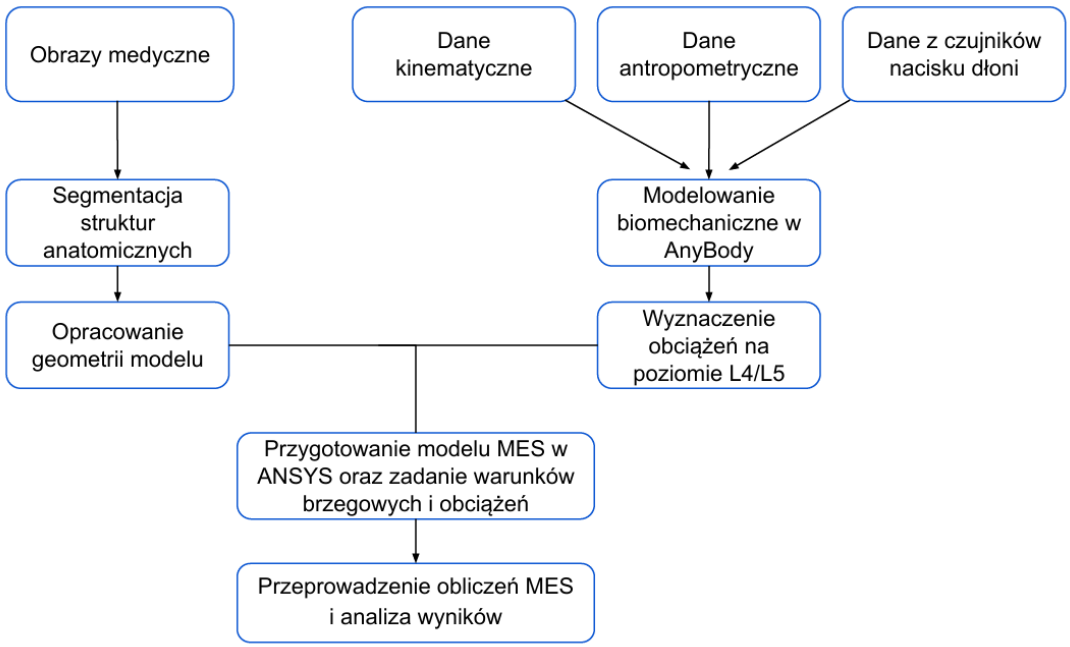
Tak przygotowane dane wykorzystano następnie do analizy kinematyki ruchu, w szczególności do określenia zmian położenia segmentów ciała w czasie oraz do przygotowania danych wejściowych do modelu mięśniowo-szkieletowego.

# 6. Badania modelowe

W niniejszym rozdziale przedstawiono metodykę badań modelowych obejmującą przygotowanie danych wejściowych. Wstęp do badań stanowiły obliczenia analityczne, po których przeprowadzono opracowanie geometrii anatomicznej, modelowanie biomechaniczne w środowisku AnyBody oraz analizę numeryczną metodą elementów skończonych w środowisku ANSYS. Poszczególne etapy postępowania przedstawiono na Rys. 43, a następnie szczegółowo opisano w kolejnych podrozdziałach.

Dane wejściowe do analiz obejmowały:

- dane obrazowe, wykorzystane do segmentacji struktur anatomicznych i przygotowania geometrii modelu;
- dane antropometryczne osoby badanej, wykorzystane do personalizacji modelu mięśniowo-szkieletowego;
- dane kinematyczne uzyskane podczas badań z wykorzystaniem systemu analizy ruchu;
- dane z czujników nacisku dłoni, rejestrowane podczas wykonywania analizowanych czynności.



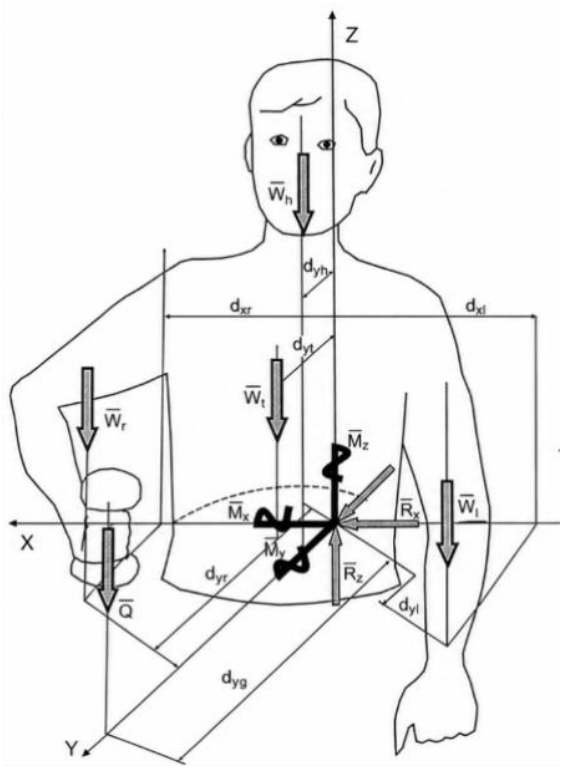

*Rys. 43 Przebieg badań modelowych oraz przepływ danych pomiędzy poszczególnymi etapami analizy*

a. Obliczenia analityczne

Do wyznaczenia obciążeń działających na odcinek lędźwiowy kręgosłupa zastosowano analityczny model Schultza. Ze względu na jego formułę procedurę obliczeniową podzielono na dwa zasadnicze etapy. Obliczenia przeprowadzono z wykorzystaniem autorskiego skryptu opracowanego w środowisku MATLAB, w którym zaimplementowano kolejne etapy obliczeń. W algorytmie uwzględniono zarówno wartości sił uzyskane eksperymentalnie, jak i parametry opisujące położenie oraz orientację segmentów ciała.

W pierwszym etapie analizowano oddziaływanie górnej części ciała na kręgosłup lędźwiowy na poziomie L4-L5. W tym celu przyjęto myślowy przekrój poprzeczny przebiegający przez analizowany poziom kręgosłupa, a wszystkie segmenty anatomiczne znajdujące się powyżej tej płaszczyzny potraktowano jako odizolowany układ mechaniczny. Górną część tułowia, głowę oraz kończyny górne modelowano jako bryły sztywne o niezmiennej geometrii i stałej masie. Do wykonania obliczeń konieczne było określenie parametrów opisujących obciążenie zewnętrzne oraz położenie poszczególnych segmentów ciała. Uwzględniono w szczególności wartość siły działającej na dłonie, współrzędne punktu jej przyłożenia ($x_q$, $y_q$, $z_q$), całkowitą masę ciała, masy poszczególnych segmentów anatomicznych oraz położenie ich środków mas. Oddziaływania te sprowadzono do wypadkowego wektora siły oraz wypadkowego momentu odniesionych do punktu reprezentującego poziom L4–L5. Zgodnie z warunkami równowagi statycznej suma sił oraz suma momentów działających na wydzielony układ musi być równa zeru. Obciążenia zewnętrzne są zatem równoważone przez składowe reakcji Fz wewnętrznych występujących w analizowanej płaszczyźnie przekroju i globalny moment reakcji My generowany przez struktury wewnętrzne (mięśnie i więzadła)

$$F_z = \Sigma W_i + F; \quad M_y = \Sigma (x_i * W_{i)} + x_q * F$$




*Rys. 44 Model Schultza (etap I)*

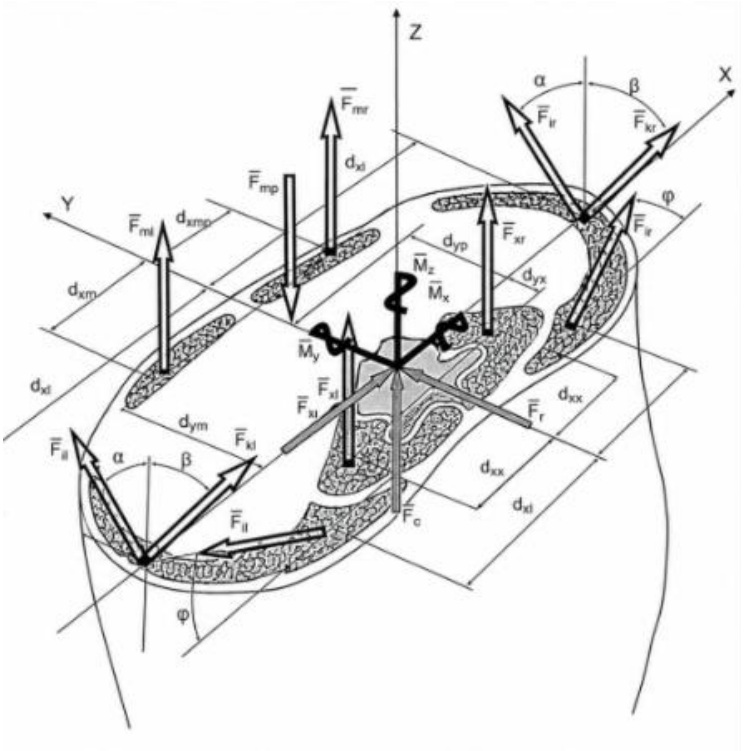
Suma sił na poszczególnych osiach determinuje składowe globalnej siły i po przekształceniu otrzymujemy:

$$F_x = \Sigma F_{x,i}\,; \qquad F_y = \Sigma F_{y,i}\,; \qquad F_z = \Sigma W_i + F$$

gdzie, $W_i = p_i * m * g$

Siły $F_x$, $F_y$, $F_z$ są to wypadkowe obciążenia działające na kręgosłup. Do wykonania obliczeń pierwszego etapu niezbędne jest zmierzenie bądź wyznaczenie następujących parametrów**:** siła działająca na dłonie/ręce, położenie dłoni/rąk (xq,yq,zq), całkowita masa ciała oraz masy segmentów oraz położenia środków mas segmentów. Na podstawie tych danych wyznaczono globalne obciążenie działające na poziomie L4–L5. Dane eksperymentalne uzyskane podczas pomiaru siły nacisku dłoni stanowiły jeden z podstawowych parametrów wejściowych do obliczeń.

Drugi etap obliczeń obejmował wyznaczenie sił wewnętrznych generowanych przez struktury anatomiczne przechodzące przez płaszczyznę przekroju na poziomie L4-L5. W tym celu wartości sił i momentów uzyskane w pierwszym etapie wykorzystywane zostały jako obciążenia wejściowe do układu równań opisujących równowagę analizowanego segmentu. W pełnej postaci model Schultza uwzględnia czternaście niewiadomych sił wewnętrznych. Dziesięć z nich odpowiada siłom rozwijanym przez pięć par głównych grup mięśniowych tułowia: mięśnie proste brzucha $F_{mr,}$ $F_{ml}$, prostowniki grzbietu $F_{xr}$, $F_{xl}$, mięśnie najdłuższe grzbietu $F_{lr}$, $F_{ll}$, mięśnie skośne wewnętrzne $F_{ir}$, $F_{il}$ oraz mięśnie skośne zewnętrzne $F_{kr}$, $F_{kl}$. Kolejną niewiadomą jest siła $F_p$, odpowiadająca działaniu ciśnienia wewnątrzbrzusznego, które może częściowo redukować obciążenie przenoszone przez kręgosłup. Pozostałe trzy niewiadome stanowią składowe reakcji w obrębie analizowanego poziomu: siła kompresyjna ($F_c$), siła ścinająca w płaszczyźnie strzałkowej ($F_s$) oraz siła reakcji związana z obciążeniem bocznym ($F_r$). Ponieważ układ opisany jest za pomocą sześciu niezależnych równań równowagi statycznej, natomiast liczba niewiadomych wynosi czternaście, problem ma charakter statycznie niewyznaczalny. Oznacza to, że na podstawie samych warunków równowagi nie jest możliwe jednoznaczne określenie wszystkich sił mięśniowych i reakcji wewnętrznych. Z tego względu konieczne jest zastosowanie dodatkowego kryterium pozwalającego na wybór jednego rozwiązania spośród wielu konfiguracji spełniających warunki równowagi.




*Rys. 45 Model Schultza (etap II)*

Główne równanie równowagi pionowej (Fz) uwzględniające mięśnie:

$$F_z = -F_c - F_p + (F_{mr} + F_{ml}) + (F_{xr} + F_{xl}) + (F_{lr} + F_{ll}) \cos\gamma + (F_{ir} + F_{il})\cos\beta + (F_{kr} + F_{kl}) \cos\delta$$

To daje układ równań, z którego wyznacza się siły mięśni:

$$F_x = 0; \quad F_y = 0; \quad F_z = F_z \text{ (z etapu I)}$$

$$\Sigma M_x = M_x ; \ \Sigma M_y = M_y ; \ \Sigma M_z = M_z$$

$$\text{czyli} \quad \Sigma(F_i * d_{yi}) = M_z$$

$$\Sigma(F_i * d_{xi}) = M_y$$

W modelu zastosowano procedurę optymalizacyjną, której zadaniem było wyznaczenie rozkładu sił mięśniowych spełniającego równania równowagi statycznej przy jednoczesnej minimalizacji przyjętej funkcji celu. Ze względu na stopień złożoności pełnego modelu zastosowano jego uproszczoną postać, obejmującą trzy główne grupy mięśniowe: erector spinae, multifidus oraz mięśnie brzucha. Pozwoliło to ograniczyć liczbę niewiadomych przy zachowaniu struktur mających istotny udział w stabilizacji i obciążeniu odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Jako funkcję celu przyjęto minimalizację całkowitego wysiłku mięśniowego. W kryterium uwzględniono różnice w fizjologicznym polu przekroju poprzecznego poszczególnych grup mięśniowych (PCSA, physiological cross-sectional area). Funkcję celu określono jako sumę kwadratów względnych naprężeń mięśniowych:

$$\min \sum_{i=1}^{3} \left( \frac{F_i}{A_i} \right)^2$$

Takie sformułowanie umożliwia uwzględnienie zróżnicowanej zdolności poszczególnych grup mięśniowych do generowania siły.

Na rozwiązanie zadania optymalizacyjnego nałożono dodatkowe ograniczenia biomechaniczne. Pierwszym z nich był warunek nieujemności sił mięśniowych, wynikający z faktu, że mięśnie mogą generować siłę wyłącznie w kierunku odpowiadającym ich skracaniu i rozciąganiu struktur, do których są przyczepione:

$$F_i \geq 0, \qquad i = 1,\ldots 3$$

Drugim ograniczeniem była maksymalna wartość siły możliwej do rozwinięcia przez daną grupę mięśniową. Określono ją na podstawie fizjologicznego pola przekroju poprzecznego:

$$F_{i,max} = PCSA_i * \sigma_{max}$$

gdzie $PCSA_i$ oznacza fizjologiczne pole przekroju poprzecznego danej grupy mięśniowej, natomiast $\sigma_{max}$ oznacza przyjęte maksymalne naprężenie mięśniowe.

W analizie przyjęto następujące wartości PCSA [73] :

- erector spinae – 31,8 cm²,
- multifidus – 8,4 cm²,
- mięśnie brzucha – 56,6 cm².

Maksymalne naprężenie mięśniowe przyjęto na poziomie $\sigma_{max} = 60$ N/cm². Wartości PCSA oraz maksymalnego naprężenia mięśniowego przyjęto na podstawie danych literaturowych odpowiadających założeniom modelu Schultza. Wartości PCSA odnoszą się do sumarycznego przekroju analizowanych grup mięśniowych po obu stronach kręgosłupa.

Dodatkowo w zadaniu optymalizacyjnym wprowadzono dolne ograniczenie aktywacji mięśni brzucha na poziomie 100 N. Założenie to miało na celu uwzględnienie podstawowej współaktywacji mięśni stabilizujących tułów. Bez zastosowania tego ograniczenia procedura optymalizacyjna prowadziła do wyznaczenia zerowej siły mięśni brzucha, co nie odpowiadało przyjętemu sposobowi odwzorowania stabilizacji tułowia.

Na podstawie otrzymanego rozkładu sił mięśniowych wyznaczono następnie siłę kompresyjną działającą na segment L4–L5. Zdefiniowano ją jako sumę osiowej składowej obciążeń zewnętrznych oraz odpowiednich składowych sił generowanych przez uwzględnione grupy mięśniowe:

$$F_c = F_{axial} + F_i$$

gdzie:

- $F_{axial}$ – oznacza osiową składową obciążenia zewnętrznego wynikającą z ciężaru segmentów ciała oraz siły działającej na dłonie,
- $F_i$ – oznacza siłę generowaną przez poszczególne grupy mięśniowe.

**Wyznaczenie parametrów geometrycznych**

Położenie poziomu L4–L5 określono na podstawie lokalizacji znaczników umieszczonych na lewym i prawym kolcu biodrowym tylnym górnym, odpowiednio LPSI i RPSI. W pierwszej kolejności wyznaczono punkt środkowy pomiędzy znacznikami LPSI i RPSI. Następnie na odcinku łączącym ten punkt ze znacznikiem T10 określono położenie punktu reprezentującego poziom L4–L5, przyjmując jego lokalizację na około 20–25% długości tego odcinka. Dla analizowanych pozycji określono również odległość pomiędzy miejscem przyłożenia siły na dłoni a obszarem odpowiadającym poziomowi L4–L5. W tym celu wykorzystano odległości pomiędzy parami znaczników LWRB–LPSI oraz RWRB–RPSI. Dodatkowo dla obu analizowanych pozycji wyznaczono kąty pochylenia ciała względem podłoża.

Na podstawie przebiegów czasowych siły nacisku zarejestrowanych za pomocą rękawic pomiarowych określono wartości sił odpowiadające analizowanym chwilom czasowym. Uzyskane wartości, wraz z parametrami geometrycznymi wyznaczonymi na podstawie analizy ruchu, stanowiły dane wejściowe do obliczeń analitycznych.

Na podstawie zsynchronizowanych danych pomiarowych oraz zarejestrowanych trajektorii markerów wybrano charakterystyczne chwile czasowe odpowiadające analizowanym pozycjom ciała. Dla każdej z nich określono wartość siły nacisku dłoni, odległość pomiędzy wybranymi znacznikami oraz kąt pochylenia tułowia względem podłoża. Przykładowe konfiguracje ciała wraz z odpowiadającym im odwzorowaniem układu markerów przedstawiono na Rys. 46. Wyznaczone wartości parametrów zestawiono w Tabeli 9.

*Tabela 9 Wyznaczone wartości parametrów dla analizowanych pozycji*

| **Parametr** | **Pozycja (wysoka)** | **Pozycja 2 (niska)** |
|---|---|---|
| Odległość między znacznikami [cm] | 78cm | 75cm |
| Siła nacisku w danej chwili czasowej [N] | 42,5 N | 25 N |
| Kąt położenia tułowia względem podłoża [°] | 32° | 46° |

a)



b)



*Rys. 46 Analizowane pozycje ciała wraz z odpowiadającym im odwzorowaniem układu markerów: a) pozycja 1, b) pozycja 2.*

Zestawione wartości wskazują na różnice w konfiguracji ciała pomiędzy analizowanymi pozycjami. W pozycji 2 odnotowano większy kąt pochylenia tułowia przy jednocześnie mniejszej wartości siły nacisku dłoni. Wyznaczone parametry geometryczne i wartości siły przyjęto następnie jako dane wejściowe do obliczeń analitycznych modelu Schultza.

b. Segmentacja struktur anatomicznych i przygotowanie geometrii

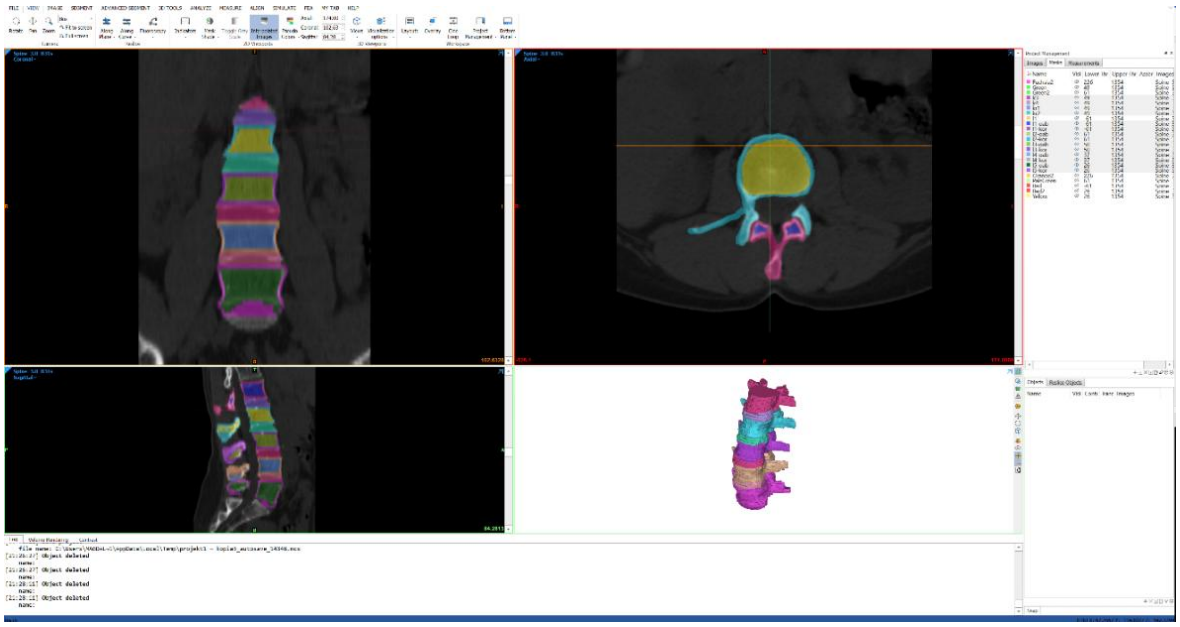
Do analizy przestrzennej i budowy trójwymiarowego modelu kręgosłupa wykorzystano skany z tomografii komputerowej (TK). Dane obrazowe pochodziły od pacjentki w wieku 39lat, o masie ciała 56 kg i wzroście 169 cm (BMI: 19,6). Powyższe parametry antropometryczne mieszczą się w granicach normy, co pozwala na potraktowanie wygenerowanego modelu jako reprezentatywnego dla osoby o prawidłowej masie ciała. Analizowany odcinek lędźwiowy (L1-L5) nie wykazywał istotnych cech zwyrodnieniowych ani asymetrii mogących wpływać na rozkład naprężeń w modelu. Badanie tomografii komputerowej kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego wykonano techniką spiralną przy użyciu 16-rzędowego tomografu komputerowego Siemens Emotion 16 (Siemens). Badanie przeprowadzono bez dożylnego podania środka kontrastowego. Dane obrazowe zapisane w standardzie DICOM zaimportowano do oprogramowania Materialise Mimics 21.0 (Materialise NV, Leuven, Belgia). Szczegółowe parametry akwizycji i rekonstrukcji obrazów przedstawiono w Tabela 1.

*Tabela 10 Parametry akwizycji i rekonstrukcji obrazów TK wykorzystanych do opracowania modelu*

| **Parametr** | **Wartość** |
|---|---|
| Aparat TK | Siemens Emotion 16 |
| Technika badania | spiralna |
| Napięcie lampy | 130 kVp |
| Grubość warstwy | 1,5 mm |
| Odstęp między warstwami | 1,5 mm |
| Macierz obrazu | 512 × 512 px |
| Rozmiar piksela | 0,352 × 0,352 mm |
| Rozmiar voxela | 0,352 × 0,352 × 1,5 $mm^3$ |
| Pole widzenia (FOV) | 180 mm |
| Kernel rekonstrukcyjny | B31s |
| Liczba warstw | 157 |
| Kąt nachylenia gantry | 0° |

W pierwszym etapie segmentacji zastosowano metodę progowania globalnego (Global Threshold/Thresholding), określając zakres intensywności obrazu umożliwiający wyodrębnienie struktur kostnych. Przyjęto zakres 49–1354 HU. Następnie poszczególne kręgi odseparowano od siebie i przypisano do niezależnych masek. Każdą z masek poddano ręcznej weryfikacji i korekcie w płaszczyznach osiowej, strzałkowej oraz czołowej. Korekta obejmowała usunięcie artefaktów i fragmentów należących do sąsiednich struktur, a także uzupełnienie obszarów niewyodrębnionych na etapie progowania.

W dalszej części segmentacji struktury kostne każdego kręgu rozdzielono na kość korową i gąbczastą, wykorzystując różnice wartości intensywności w obrazach TK. Dla obu rodzajów tkanki kostnej utworzono odrębne maski, które następnie zweryfikowano i ręcznie skorygowano w trzech płaszczyznach anatomicznych. Na podstawie przygotowanych masek wygenerowano trójwymiarowe modele powierzchniowe, które następnie przekształcono do postaci bryłowej. W celu uzyskania wzajemnie dopasowanej geometrii struktur zastosowano operację boolowską odejmowania brył. Bryłę odpowiadającą kości gąbczastej wykorzystano do wycięcia odpowiadającej jej objętości z bryły całego kręgu, uzyskując w ten sposób model kości korowej. Zabieg ten zapewnił zgodność powierzchni styku obu struktur i wyeliminował możliwość ich wzajemnego przenikania lub powstawania szczelin pomiędzy nimi.



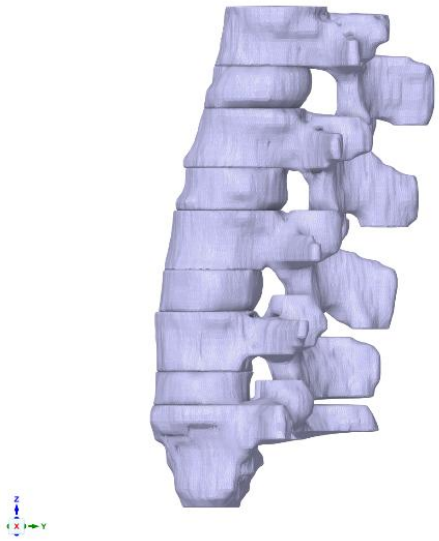
*Rys. 47 Przykład segmentacji struktur kostnych kręgu z wydzieleniem kości korowej i gąbczastej*

Podczas segmentacji zachowano geometrię górnych i dolnych powierzchni trzonów kręgowych, stanowiących obszary kontaktu z krążkami międzykręgowymi. Ze względu na ograniczoną możliwość bezpośredniego wyodrębnienia płytek granicznych na podstawie zastosowanych obrazów TK nie segmentowano ich jako niezależnych struktur. Ich geometrię utworzono na dalszym etapie przygotowania modelu, wykorzystując powierzchnie graniczne pomiędzy trzonami kręgów a krążkami międzykręgowymi.

Krążki międzykręgowe segmentowano jako oddzielne struktury poprzez ręczne wyznaczanie ich granic na wybranych przekrojach obrazów TK, a następnie interpolację

pomiędzy zdefiniowanymi przekrojami. Uzyskane maski poddano ręcznej weryfikacji i korekcie w płaszczyznach osiowej, strzałkowej i czołowej. Ze względu na ograniczony kontrast tkanek miękkich w obrazach TK nie przeprowadzano bezpośredniej segmentacji jądra miażdżystego i pierścienia włóknistego. Struktury te utworzono na późniejszym etapie na podstawie geometrii całego krążka międzykręgowego.

W przypadku stwierdzenia niezgodności pomiędzy granicą maski a granicą struktury widoczną w obrazie źródłowym wykonywano ręczną korektę segmentacji. Po zakończeniu procesu, na podstawie zatwierdzonych masek wygenerowano trójwymiarowe modele powierzchniowe poszczególnych struktur anatomicznych. Modele wyeksportowano w formacie STL i wykorzystano w dalszym procesie przygotowania geometrii modelu.



*Rys. 48 Geometria kręgosłupa lędźwiowego (po segmentacji)*

Dalszą obróbkę geometrii przeprowadzono w module SpaceClaim programu ANSYS. Na podstawie wcześniej przygotowanych modeli uzupełniono geometrię o struktury, których nie było możliwe bezpośrednio wyodrębnić na podstawie obrazów TK. Dotyczyło to przede wszystkim płytek granicznych oraz struktur krążków międzykręgowych.

Geometrię jądra miażdżystego utworzono wewnątrz wcześniej przygotowanego modelu całego krążka międzykręgowego. Następnie zastosowano operację boolowskiego odejmowania brył, w której objętość jądra odjęto od objętości całego krążka. W wyniku tej operacji uzyskano dwie wzajemnie dopasowane struktury: jądro miażdżyste oraz pierścień włóknisty. Takie

postępowanie zapewniło zgodność ich powierzchni kontaktowych oraz wyeliminowało możliwość powstawania szczelin lub wzajemnego przenikania geometrii.

Płytki graniczne utworzono na podstawie powierzchni styku pomiędzy trzonami kręgów a krążkami międzykręgowymi, zachowując ich dopasowanie do sąsiadujących struktur.

Więzadła stanowiły kolejną grupę elementów uwzględnionych w modelu, jednak nie były tworzone jako niezależne bryły na etapie przygotowania geometrii. Zdefiniowano je bezpośrednio podczas przygotowania modelu MES, poprzez wprowadzenie odpowiednich połączeń odwzorowujących ich przebieg i sposób przenoszenia obciążeń.

c. Analiza biomechaniczna w AnyBody

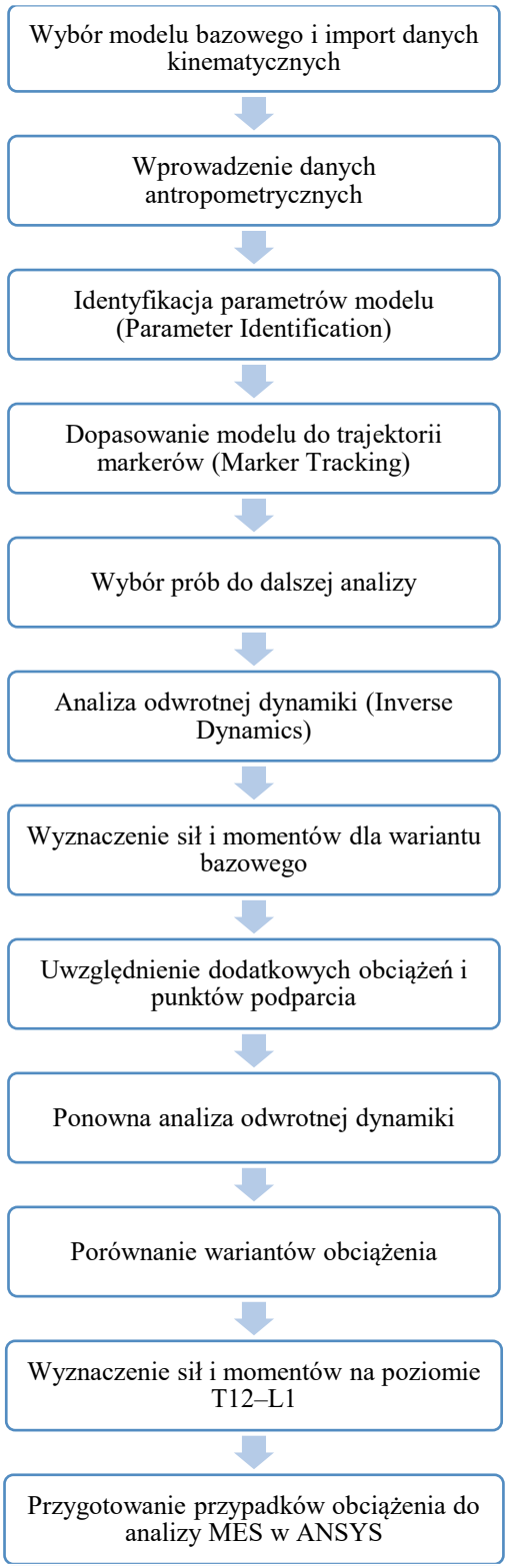
**Modelowanie biomechaniczne w środowisku AnyBody**

Modelowanie biomechaniczne przeprowadzono w środowisku AnyBody Modeling System, wykorzystując modele dostępne w repozytorium AnyBody Managed Model Repository (AMMR). Do analizy zastosowano model wykorzystujący środowisko AnyMoCap i dane kinematyczne zapisane w plikach C3D. Ze względu na brak bezpośredniego pomiaru sił reakcji podłoża zastosowano procedurę Ground Reaction Force Prediction, umożliwiającą oszacowanie reakcji podłoża na podstawie zarejestrowanej kinematyki oraz zdefiniowanego kontaktu kończyn dolnych z podłożem. Kolejne etapy modelowania obejmowały personalizację modelu, dopasowanie jego kinematyki do danych pomiarowych, wprowadzenie dodatkowych obciążeń zewnętrznych oraz przeprowadzenie analizy odwrotnej dynamiki. Schemat postępowania przedstawiono na Rys. 49.

**Personalizacja modelu**

Do modelu wprowadzono podstawowe dane antropometryczne osoby badanej, obejmujące masę ciała i wzrost. Pozostałe parametry geometryczne modelu mogły być modyfikowane w ramach procedury Parameter Identification, której celem było dopasowanie wymiarów segmentów oraz położenia markerów modelowych do trajektorii markerów zarejestrowanych podczas badań. Procedurę Parameter Identification traktowano jako etap wspomagający personalizację modelu. Ze względu na występujące w części analiz trudności związane z automatycznym wykorzystaniem zapisanych parametrów w kolejnych plikach obliczeniowych, każdorazowo kontrolowano przede wszystkim jakość dopasowania kinematycznego modelu do zarejestrowanego ruchu. Do dalszych analiz wykorzystywano

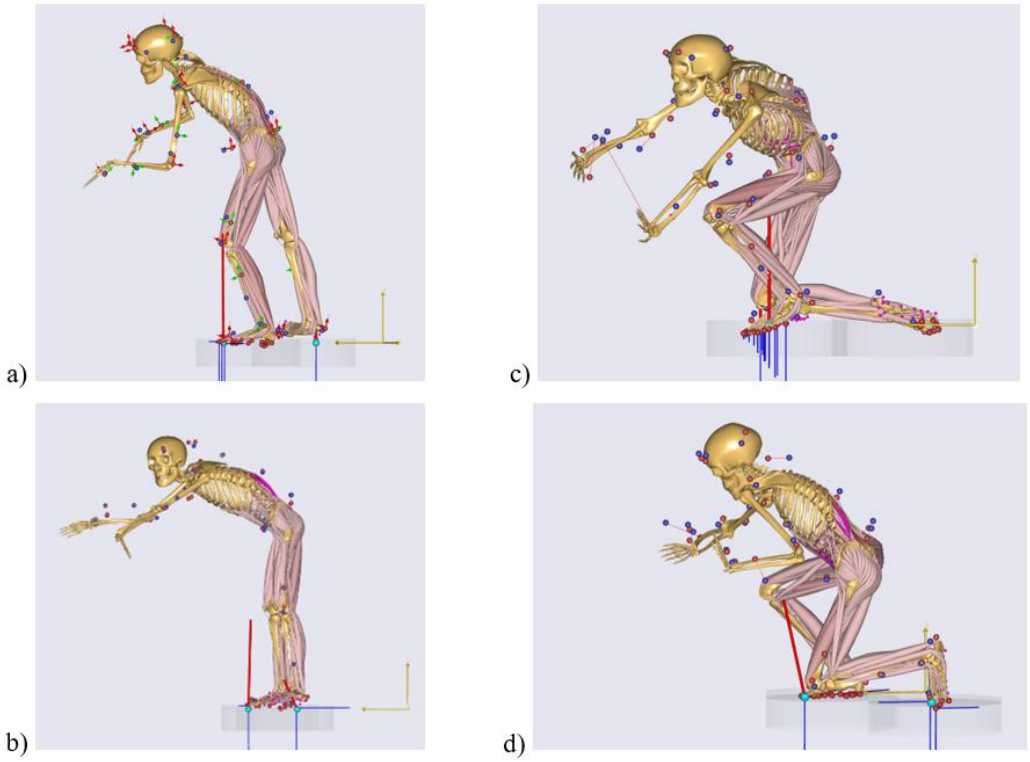
jedynie przypadki, dla których uzyskano poprawne odwzorowanie położenia segmentów ciała oraz przebiegu analizowanej czynności.




*Rys. 49 Kolejne etapy modelowania biomechanicznego*

**Dopasowanie kinematyczne i wybór prób**

Po przygotowaniu modelu przeprowadzono procedurę Marker Tracking, umożliwiającą odwzorowanie zarejestrowanego ruchu przez model mięśniowo-szkieletowy. Kontrolowano zgodność położenia markerów modelowych z trajektoriami markerów eksperymentalnych oraz prawidłowość odtworzenia ruchu poszczególnych segmentów ciała. Dla każdej analizowanej czynności zarejestrowano kilka powtórzeń. Do dalszych obliczeń wybierano próbę charakteryzującą się odpowiednią jakością techniczną danych, w szczególności kompletnością trajektorii markerów, prawidłowym wykonaniem czynności oraz dostępnością odpowiadających jej danych z czujników nacisku dłoni. W przypadku występowania nieciągłości trajektorii markerów dane poddawano wcześniejszej kontroli i korekcie w środowisku BTS. Analizie poddano dwie czynności opiekuńcze: uniesienie pacjenta do pozycji umożliwiającej picie lub jedzenie oraz obrót pacjenta. Każdą z czynności analizowano dla dwóch wariantów wysokości łóżka: wysokiego i niskiego. Dla każdego wariantu wybrano charakterystyczną pozycję roboczą, dla której następnie przeprowadzono analizę odwrotnej dynamiki oraz wyznaczono obciążenia kręgosłupa. Wybrane konfiguracje modelu przedstawiono na Rys. 50




*Rys. 50 Analizowane pozycje modelu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody: a) pozycja wysoka – uniesienie pacjenta, b) pozycja wysoka – obrót pacjenta, c) pozycja niska – uniesienie pacjenta, d) pozycja niska – obrót pacjenta*

**Pierwsza analiza odwrotnej dynamiki**

Dla przedstawionych pozycji przeprowadzono analizę odwrotnej dynamiki w wariancie bazowym oraz po uwzględnieniu dodatkowych obciążeń zewnętrznych. Pozwoliło to na określenie obciążeń wynikających z masy segmentów ciała, przyjętej pozycji oraz oszacowanych reakcji podłoża. Szczególną uwagę zwracano na poprawność odwzorowania warunków podparcia. W przypadku zmian kontaktu stopy z podłożem, np. podczas unoszenia pięty lub zmiany obszaru podparcia, procedura GRF Prediction mogła prowadzić do gwałtownych zmian wyznaczonych reakcji podłoża. Z tego względu do dalszej analizy wybierano fragmenty ruchu odpowiadające względnie stabilnym warunkom podparcia. Na podstawie wyników pierwszej analizy odwrotnej dynamiki wyznaczono wartości sił i momentów stanowiące wariant odniesienia, odpowiadający sytuacji bez dodatkowych obciążeń wynikających z kontaktu dłoni z pacjentem.

**Uwzględnienie dodatkowych obciążeń i punktów podparcia**

W kolejnym etapie model uzupełniono o dodatkowe siły zewnętrzne wynikające z kontaktu dłoni z pacjentem. Wartości tych sił określono na podstawie pomiarów wykonanych za pomocą czujników nacisku, a następnie zsynchronizowano z odpowiadającymi im fragmentami ruchu. Siły wprowadzano niezależnie dla lewej i prawej ręki, zgodnie z rzeczywistym występowaniem kontaktu w analizowanej fazie czynności. W przypadkach, w których obciążenie było przenoszone wyłącznie przez jedną rękę, siłę zewnętrzną przypisywano jedynie do odpowiedniej kończyny. Siły dłoni zdefiniowano w modelu za pomocą obiektów AnyForce3D i uwzględniono je w analizie odwrotnej dynamiki.

W przypadku wybranych wariantów wykonywanych przy niskim ustawieniu łóżka uwzględniono również dodatkowy kontakt kolana z powierzchnią podparcia. W zależności od sposobu wykonania czynności dodatkowy punkt podparcia przypisywano do lewego lub prawego kolana. Pozwoliło to lepiej odwzorować rzeczywiste warunki równowagi ciała podczas wykonywania analizowanego ruchu.

**Ponowna analiza odwrotnej dynamiki**

Po wprowadzeniu dodatkowych sił zewnętrznych oraz w odpowiednich przypadkach, dodatkowego punktu podparcia ponownie przeprowadzono analizę Inverse Dynamics. Umożliwiło to określenie zmian obciążeń wynikających z rzeczywistego kontaktu osoby badanej z pacjentem oraz zmienionych warunków podparcia. Wyniki wariantu bez

dodatkowych obciążeń porównano następnie z wynikami uzyskanymi po uwzględnieniu sił nacisku dłoni. Pozwoliło to ocenić wpływ zewnętrznych obciążeń kontaktowych na stan obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego.

**Wyznaczenie obciążeń do analizy MES**

Głównym celem analizy przeprowadzonej w środowisku AnyBody było wyznaczenie obciążeń stanowiących warunki wejściowe do modelu kręgosłupa analizowanego następnie metodą elementów skończonych. W tym celu zdefiniowano dodatkowe funkcje umożliwiające wyznaczenie składowych siły oraz momentu działających na poziomie T12–L1. Dla wybranych chwil czasowych określono trzy składowe siły oraz trzy składowe momentu w lokalnym układzie współrzędnych analizowanego segmentu. Przed przeniesieniem wyników do środowiska ANSYS zweryfikowano orientację układu współrzędnych oraz przyporządkowanie poszczególnych składowych do obciążeń odpowiadających kompresji, ścinaniu, zginaniu, zgięciu bocznemu i rotacji osiowej. Uzyskane wartości sił i momentów wykorzystano następnie do zdefiniowania przypadków obciążenia modelu MES w środowisku ANSYS.

Dodatkowo z modelu odczytywano wartość siły kompresyjnej występującej na poziomie L4–L5. Parametr ten wykorzystano pomocniczo do porównania obciążenia odcinka lędźwiowego pomiędzy analizowanymi wariantami ruchu, natomiast nie stanowił on podstawowego obciążenia wejściowego do modelu MES.

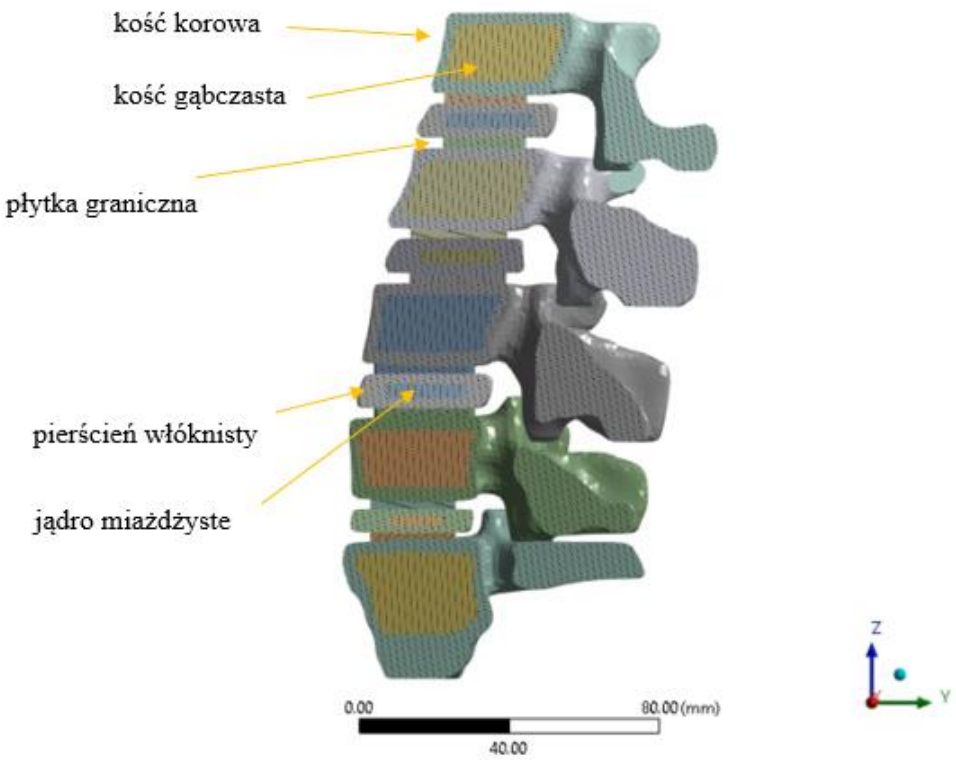
W celu oceny wpływu kontaktu z pacjentem analizę odwrotnej dynamiki przeprowadzono dla dwóch wariantów: bez uwzględnienia dodatkowych sił działających na dłonie oraz po ich wprowadzeniu do modelu. W przypadku wybranych prób wykonywanych przy niskim ustawieniu łóżka uwzględniono również dodatkowy punkt podparcia w obrębie kolana. Wartości obciążeń zewnętrznych przyjętych w poszczególnych wariantach zestawiono w Tabela 11

*Tabela 11Wartości obciążeń zewnętrznych przyjętych w poszczególnych wariantach*

| Wariant | Czynność | Siła lewej dłoni [N] | Siła prawej dłoni [N] | Dodatkowy punkt podparcia |
|---|---|---|---|---|
| Pozycja wysoka | Uniesienie głowy | 10 | 0 | brak |
| Pozycja wysoka | Obrót pacjenta | 20 | 8,5 | brak |
| Pozycja niska | Uniesienie głowy | 15 | 0 | kolano prawe |
| Pozycja niska | Obrót pacjenta | 15 | 32 | Kolano lewe |

d. Symulacja MES odcinka lędźwiowego kręgosłupa

Obliczenia numeryczne przeprowadzono w środowisku ANSYS Workbench, z wykorzystaniem modułu Static Structural. Przygotowanie modelu do analizy obejmowało import opracowanej geometrii, zdefiniowanie właściwości materiałowych poszczególnych struktur, określenie warunków kontaktowych, dyskretyzację modelu oraz zadanie warunków brzegowych i obciążeń. Opracowaną geometrię kręgosłupa lędźwiowego zaimportowano do środowiska ANSYS, zachowując podział na poszczególne struktury anatomiczne. Przekrój modelu przedstawiono na Rys. 51. Następnie w module Engineering Data zdefiniowano właściwości materiałowe, które przypisano odpowiednim komponentom modelu (Tab. 12). Powierzchnie stawowe odwzorowano bez wprowadzania dodatkowej warstwy geometrycznej, natomiast ich wzajemne oddziaływanie uwzględniono poprzez odpowiednio zdefiniowane warunki kontaktowe. Więzadła jako elementy aparatu stabilizującego kręgosłup, zdefiniowano bezpośrednio na etapie przygotowania modelu obliczeniowego, zgodnie z przyjętymi założeniami mechanicznymi. Po zdefiniowaniu właściwości materiałowych oraz relacji pomiędzy poszczególnymi strukturami model przygotowano do procesu dyskretyzacji.

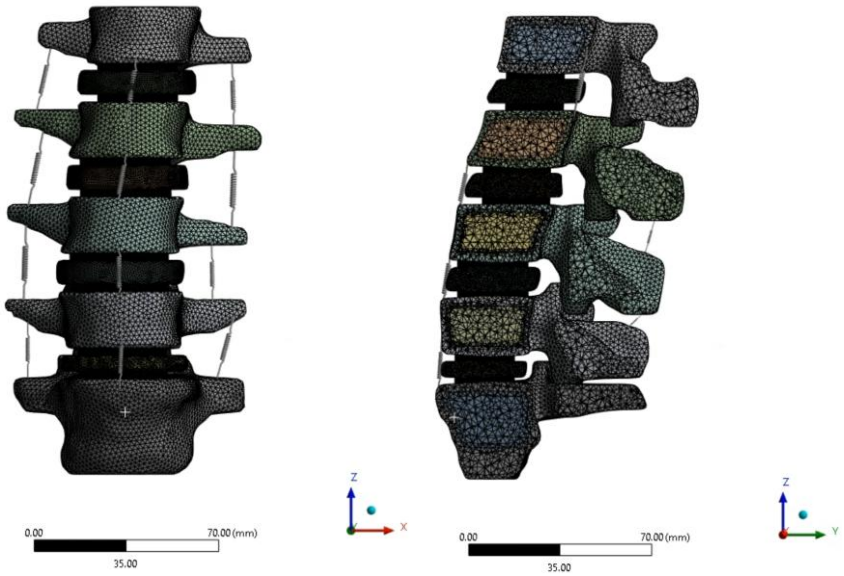



*Rys. 51 Przekrój analizowanego modelu*

*Tabela 12 Właściwości materiałowe przyjęte w modelu numerycznym [12]*

| | **Moduł Younga (MPa)** | **Współczynnik Poissona** | | **Typ elementu** |
|---|---|---|---|---|
| Kość korowa | 12000 | 0,3 | | SOLID187 (Tet10) |
| Kość gąbczasta | 100 | 0,3 | | |
| Płytka graniczna | 25 | 0,25 | | |
| Jądro miażdżyste | 1 | 0,499 | | |
| Pierścień włóknisty | 4,2 | 0,453 | | |
| **Więzadła** | | | Sztywność (N/mm) | |
| | | ALL | 8,74 | Element sprężynowy |
| | | PLL | 5,83 | |
| | | LF | 15,38 | |
| | | ISL | 10,85 | |
| | | SS | 2,39 | |
| | | ITL | 0,19 | |

Następnie przeprowadzono dyskretyzację modelu poprzez wygenerowanie siatki elementów skończonych. Parametry siatki dobrano w taki sposób, aby zapewnić odpowiednią dokładność odwzorowania geometrii poszczególnych struktur przy jednoczesnym zachowaniu akceptowalnego czasu obliczeń. W obszarach o złożonej geometrii oraz w miejscach istotnych z punktu widzenia prowadzonej analizy zastosowano lokalne zagęszczenie siatki. Szczególną uwagę zwrócono na obszary kontaktu pomiędzy poszczególnymi strukturami oraz elementy charakteryzujące się niewielkimi wymiarami geometrycznymi.



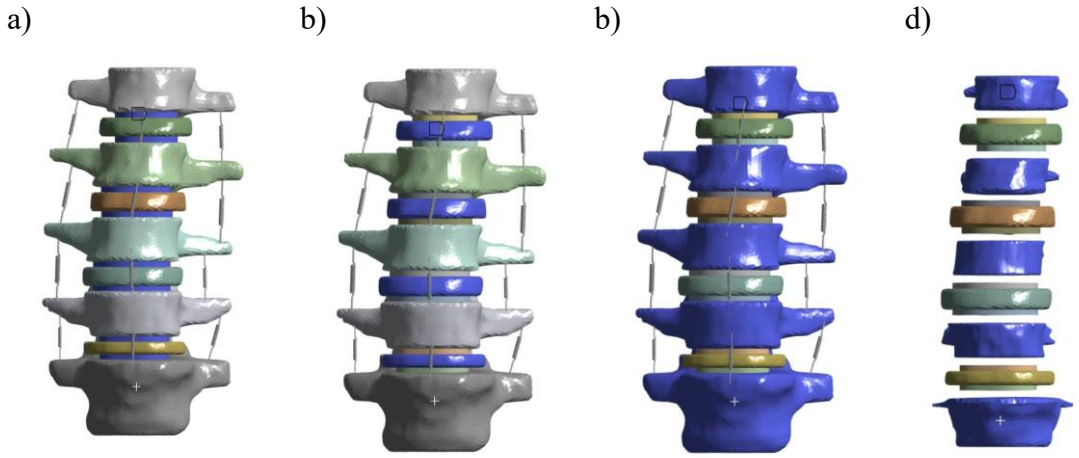

*Rys. 52 Model odcinka lędźwiowego kręgosłupa z nałożoną siatką*

**Analiza zbieżności siatki**

W celu oceny niezależności uzyskiwanych wyników od stopnia dyskretyzacji modelu przeprowadzono analizę zbieżności siatki. Wykonano serię obliczeń dla kolejno zagęszczanych siatek elementów skończonych, przy zachowaniu jednakowych właściwości materiałowych, warunków brzegowych oraz obciążeń.

Jako parametr kontrolny przyjęto maksymalną wartość naprężenia zredukowanego według hipotezy Hubera–Misesa w wybranym obszarze modelu. Dla każdego wariantu siatki zarejestrowano wartość analizowanego parametru oraz określono względną różnicę pomiędzy wynikami uzyskanymi dla kolejnych stopni zagęszczenia. Za wystarczający stopień dyskretyzacji uznano siatkę, dla której dalsze zwiększanie liczby elementów nie powodowało istotnej zmiany wartości parametru kontrolnego.

Siatkę wygenerowano automatycznie, a następnie wybrano poszczególne części modelu, odpowiednio ją zagęszczając. Rozdzielone miejsca to: a) płytka graniczna, krążki międzykręgowe, część korowa kręgów i część gąbczasta.




*Rys. 53 Miejsca zagęszczenia siatki*

Dla tak dobranej siatki wykonano analizę zbieżności porównując czas obliczeń i uzyskane wyniki z ilością elementów i węzłów.

*Tabela 13 Analiza zbieżności siatki*

| | Wielkość siatki [mm] | | |
|---|---|---|---|
| Płytki graniczne | 1 | 0,5 | 0,5 |
| Krążek międzykręgowy | 2 | 1 | 1 |
| Kość korowa | 5 | 3 | 2 |
| Kość gąbczasta | 5 | 3 | 2 |
| | | | |
| Ilość elementów | 1298315 | 1343954 | 1464523 |
| Ilość węzłów | 1888153 | 1981553 | 2142064 |
| Czas obliczeń | 12 min | 15 min | 24min |

*Tabela 14 Parametry siatki*

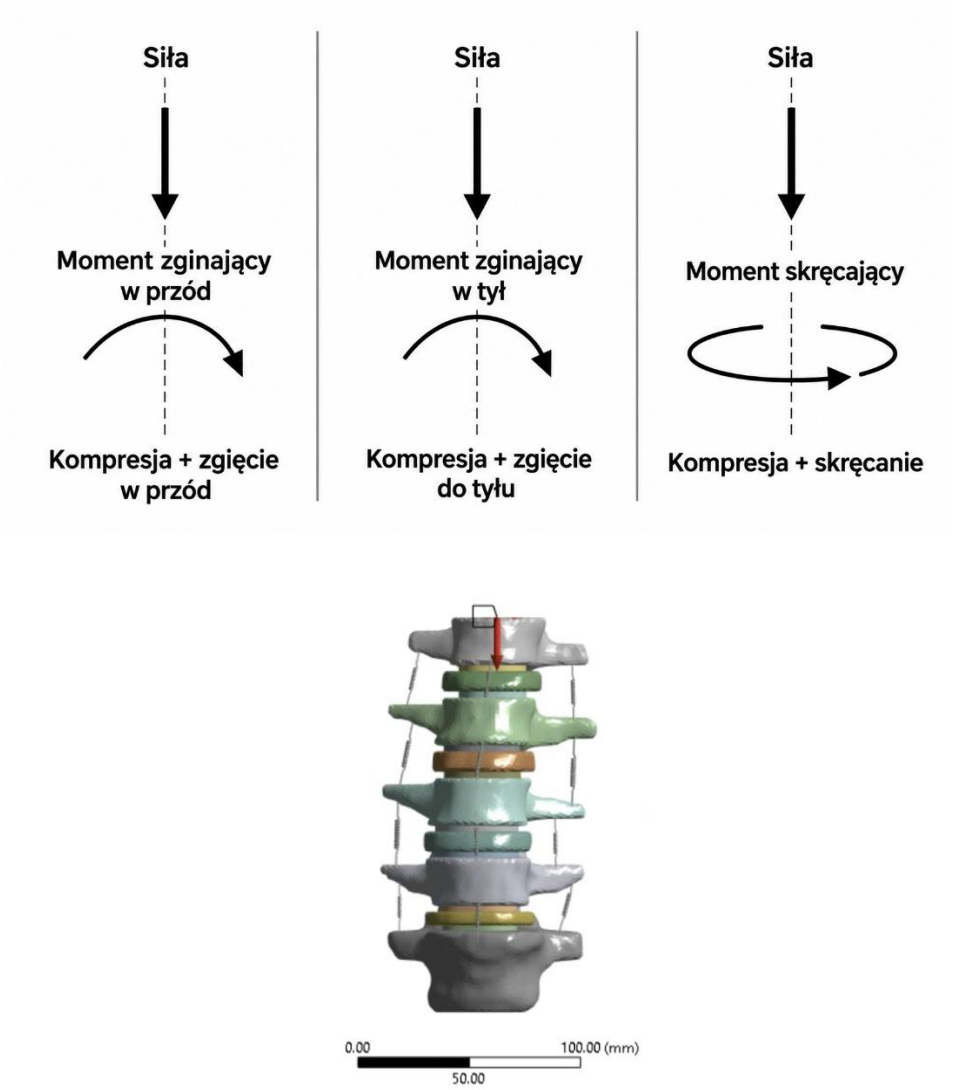
| **Parametr siatki** | **Wartość** |
|---|---|
| Typ, rząd elementów | tetrahedralne 10-węzłowe (SOLID187) |
| Globalny rozmiar elementu | 3 mm |
| Liczba elementów | 1343954 |
| Liczba węzłów | 1981553 |
| Lokalne zagęszczenie siatki | płytka graniczna 0,5mm krążki międzykręgowe 1mm |

### Warunki brzegowe i obciążenia

Ostatnim etapem przygotowania modelu było zdefiniowanie warunków brzegowych oraz przypadków obciążenia. Dolną powierzchnię kręgu L5 unieruchomiono poprzez odebranie wszystkich stopni swobody.

Wartości obciążeń przyjęto na podstawie wyników analizy biomechanicznej przeprowadzonej w środowisku AnyBody. Dla poszczególnych analizowanych pozycji wykorzystano trzy składowe siły oraz trzy składowe momentu wyznaczone na poziomie T12–L1. Obciążenia przeniesiono następnie do modelu MES i przyłożono do górnej powierzchni kręgu L1, z zachowaniem ich wartości, kierunku oraz zwrotu zgodnie z przyjętym układem współrzędnych. Ze względu na zakres geometryczny modelu MES, rozpoczynający się od kręgu L1, obciążenia wyznaczone na poziomie T12–L1 przyłożono do górnej powierzchni L1.

Składowe momentu odpowiadały obciążeniom związanym ze zgięciem i wyprostem, zgięciem bocznym oraz rotacją osiową. Dla każdego analizowanego wariantu wykorzystano wartości odpowiadające charakterystycznej pozycji ciała wybranej na podstawie analizy ruchu.




*Rys. 54 Geometria kręgosłupa lędźwiowego z zadanymi schematycznie warunkami brzegowymi*

**Walidacja modelu**

W celu oceny poprawności opracowanego modelu przeprowadzono symulacje walidacyjne, których warunki obciążenia odwzorowano na podstawie danych przedstawionych w literaturze. Dla każdego przypadku przyjęto wartości obciążeń oraz warunki brzegowe odpowiadające analizom referencyjnym.

W celu weryfikacji opracowanego modelu przeprowadzono serię dodatkowych analiz numerycznych, odtwarzających warunki badań eksperymentalnych dostępnych w literaturze, w

tym badania Yamamoto i Cortis z wsp [8], [74]. Zastosowano analogiczne do badań eksperymentalnych warunki brzegowe oraz zadane obciążenia, obejmujące moment zginający o wartości 10 Nm. Dodatkowo zadano też siłę 150 N, zgodnie z badaniami wykonanymi przez Cortis. Ocenie poddano przede wszystkim zakres ruchu (ROM) poszczególnych segmentów kręgosłupa, rząd wielkości uzyskiwanych wyników oraz wpływ parametrów siatki elementów skończonych na odpowiedź modelu.

Model poddano obciążeniom odpowiadającym zgięciu w płaszczyźnie strzałkowej, zgięciu bocznemu oraz rotacji osiowej. W analizowanych przypadkach zastosowano obciążenie osiowe o wartości 300 N oraz moment o wartości 10 Nm działający w odpowiedniej płaszczyźnie. Obciążenia przykładano do górnej powierzchni kręgu L1 [12].

*Tabela 15 Porównanie ROM w zgięciu bocznym i rotacji osiowej dla modelu MES oraz danych referencyjnych [1], [3], [8]*

| | zgięcie boczne [°] | | | rotacja osiowa [°] | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Segment | **Zakres fizjologiczny** | **Yamamoto** | **MES** | **Zakres fizjologiczny** | **Yamamoto** | **MES** |
| L1–L2 | 3–8 | 4,9 | 0,481 | 1–3 | 2,3 | 0,693 |
| L2–L3 | 3–10 | 7,0 | 0,459 | 1–3 | 2,6 | 0,531 |
| L3–L4 | 4–12 | 5,7 | 0,440 | 1–3 | 2,6 | 0,673 |
| L4–L5 | 3–9 | 5,7 | 0,380 | 1–3 | 2,2 | 0,410 |
| L5–S1 | 2–6 | 5,5 | — | 0–2 | 1,4 | — |

Uzyskane wartości wybranych parametrów, obejmujących naprężenia, przemieszczenia oraz odkształcenia, porównano z wynikami przedstawionymi w pracach referencyjnych. Porównanie umożliwiło ocenę czy odpowiedź opracowanego modelu mieściła się w zakresie wartości uzyskiwanych w innych badaniach numerycznych.

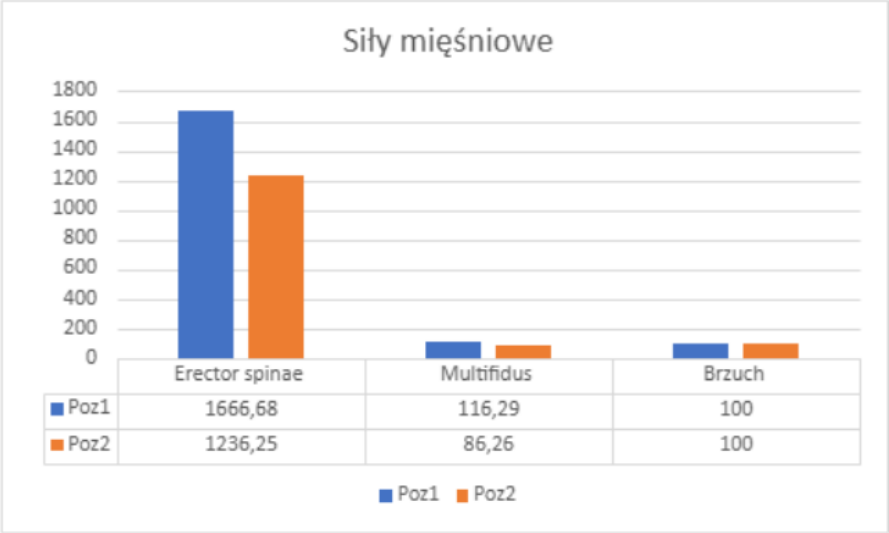
Uzyskane wartości ROM zestawiono zarówno z wynikami badań eksperymentalnych Yamamoto i in., jak i z zakresami ruchomości segmentalnej kręgosłupa lędźwiowego podawanymi w literaturze. Wartości eksperymentalne Yamamoto mieściły się w typowych zakresach fizjologicznych dla poszczególnych segmentów. Model MES wykazywał natomiast istotnie mniejsze wartości ROM, zarówno dla zgięcia bocznego, jak i rotacji osiowej. Wskazuje to na zwiększoną sztywność modelu numerycznego w porównaniu z warunkami fizjologicznymi. Jednocześnie odpowiedź modelu zachowywała podobny charakter pomiędzy kolejnymi segmentami, dlatego model wykorzystano przede wszystkim do analizy porównawczej odpowiedzi kręgosłupa dla różnych wariantów obciążenia.

# 7. Wyniki

## a. Wyniki obliczeń analitycznych

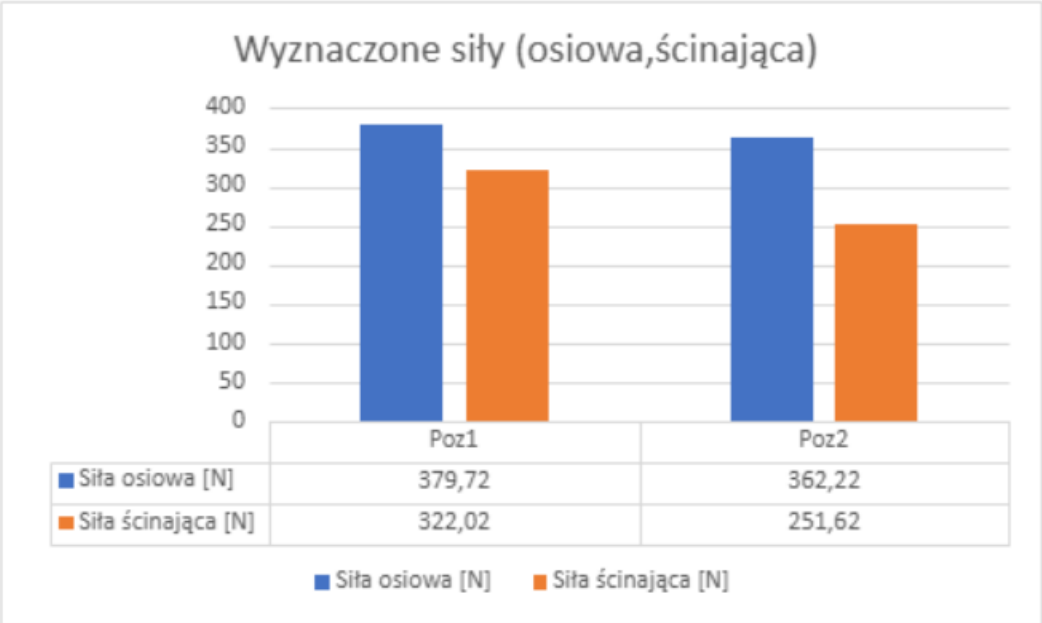
Na podstawie przeprowadzonych obliczeń wyznaczono wartości obciążeń zgodnie z założeniami modelu Schultza. Otrzymane wyniki przedstawiono na wykresach 13 i 14. Analiza wykazała, że w pozycji 2, odpowiadającej obniżonej pozycji roboczej, wartości obciążeń działających na odcinek lędźwiowy były niższe niż w pozycji 1.

Wyznaczona końcowa siła kompresyjna działająca na poziomie L4–L5 wyniosła 1666,7 N dla pozycji 1 oraz 1236,3 N dla pozycji 2. Oznacza to zmniejszenie siły kompresyjnej o około 25,8% w pozycji obniżonej.




*Rys. 55 Siły mięśniowe wyznaczone metodą analityczną*

Dla pozycji 1 siła generowana przez mięsień prostownik grzbietu (erector spinae) wyniosła 1666,68 N, natomiast w pozycji 2 zmniejszyła się do 1236,25 N, co odpowiada redukcji o około 26%. Podobną tendencję zaobserwowano dla mięśnia wielodzielnego (multifidus), którego siła zmniejszyła się z 116,29 N do 86,26 N, również o około 26%. W obu analizowanych pozycjach wartość siły mięśni brzucha wyniosła 100 N. Wartość ta odpowiada dolnemu ograniczeniu przyjętemu w procedurze optymalizacyjnej, dlatego nie należy jej interpretować jako wyniku swobodnie wyznaczonego przez model, lecz jako wartość wynikającą z przyjętego warunku minimalnej aktywacji mięśni brzucha.




*Rys. 56 Siły wyznaczone metodą analityczną*

W pozycji 1 osiowa składowa siły wyniosła 379,72 N, natomiast siła ścinająca 322,02 N. W pozycji 2 wartości te zmniejszyły się odpowiednio do 362,22 N oraz 251,62 N. W porównaniu z pozycją 1 osiowa składowa siły zmniejszyła się nieznacznie, o około 4,6%, natomiast znacznie większą zmianę zaobserwowano dla siły ścinającej, której wartość zmniejszyła się o około 22%.

*Tabela 16 Zestawienie uzyskanych wyników*

| | **Pozycja 1** | **Pozycja 2** | **Zmiana, %** |
|---|---|---|---|
| Całkowity moment zewnętrzny [Nm] | 94,9 | 67,73 | 29% |
| Erector spinae [N] | 1666,68 | 1236,25 | 26% |
| Multifidus [N] | 116,29 | 86,26 | 26% |
| Brzuch [N] | 100 | 100 | - |
| Siła osiowa [N] | 379,37 | 362,22 | 5% |
| Siła ścinająca [N] | 322,02 | 251,62 | 22% |
| Kompresja [N] | 2084,19 | 1683,07 | 19% |

Wyniki obliczeń analitycznych wykazały, że przejście z pozycji 1 do pozycji 2 prowadziło do zmniejszenia większości analizowanych parametrów. Całkowity moment zewnętrzny

zmniejszył się z 94,90 Nm do 67,73 Nm, czyli o około 28,6%. Siła generowana przez mięsień prostownik grzbietu zmniejszyła się z 1666,68 N do 1236,25 N, co odpowiada redukcji o około 25,8%. Podobną zmianę uzyskano dla mięśnia wielodzielnego, którego siła zmniejszyła się z 116,29 N do 86,26 N, również o około 25,8%. Siła mięśni brzucha w obu analizowanych pozycjach wynosiła 100 N.

Mniejszą zmianę uzyskano dla osiowej składowej siły, która zmniejszyła się z 379,37 N do 362,22 N, czyli o około 4,5%. Znacznie większą redukcję odnotowano dla siły ścinającej, której wartość zmniejszyła się z 322,02 N do 251,62 N, co odpowiada spadkowi o około 21,9%. Całkowita kompresja na poziomie L4–L5 zmniejszyła się natomiast z 2084,19 N do 1683,07 N, czyli o około 19,2%.

b. Wyniki ANYBODY

Po uwzględnieniu zdefiniowanych warunków obciążenia ponownie przeprowadzono analizę odwrotnej dynamiki. Dla poszczególnych przypadków wyznaczono trzy składowe siły oraz trzy składowe momentu na poziomie T12–L1, które następnie wykorzystano jako dane wejściowe do analizy MES. Dodatkowo odczytano wartość siły kompresyjnej na poziomie L4–L5. Otrzymane wyniki przedstawiono w Tabeli Y.

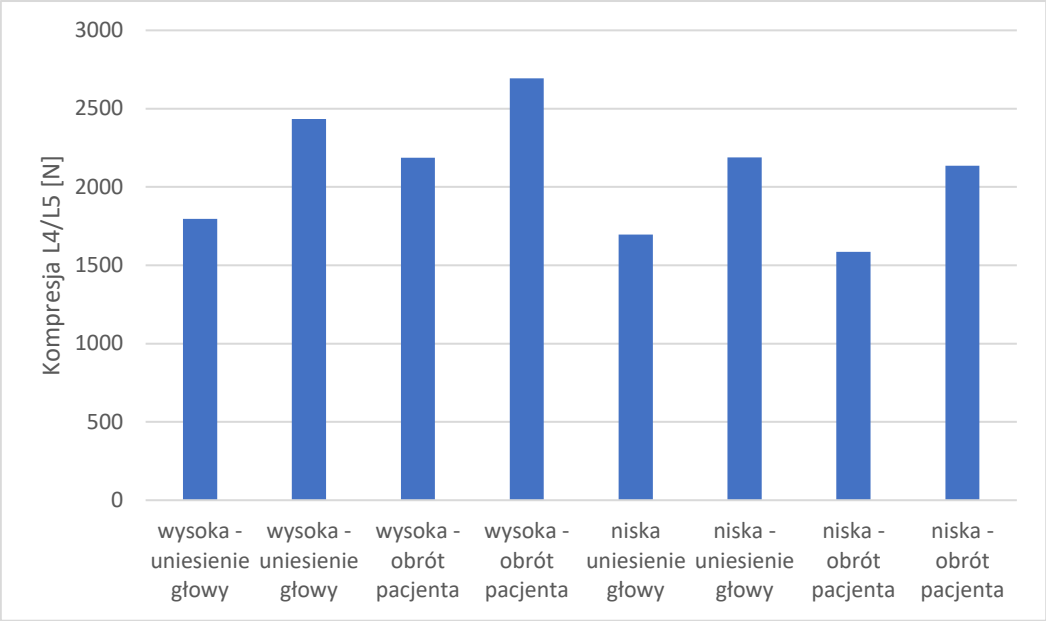
*Tabela 17 Składowe siły i momentów uzyskane z Anybody dla próby z uwzględnionymi siłami rąk*

| Pozycja | Czynność | Fx [N] | Fy [N] | Fz [N] | Mx [Nm] | My [Nm] | Mz [Nm] | Kompresja L4/L5 [N] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| wysoka | uniesienie głowy | 659,2 | 2055,2 | 138,7 | 6,04 | −7,62 | 5,16 | 2433 |
| wysoka | obrót pacjenta | 693,2 | 2101,5 | 20,9 | 5,6 | 1,71 | 6,86 | 2694 |
| niska | uniesienie głowy | 664,8 | −814,9 | −550,8 | 20,18 | 31,96 | 18,68 | 2189 |
| niska | obrót pacjenta | 695,8 | −402,9 | −650,8 | 21,18 | 1,96 | 19,5 | 2135 |

*Tabela 18 Składowe siły i momentów uzyskane z Anybody dla próby bez sił rąk*

| Pozycja | Czynność | Fx [N] | Fy [N] | Fz [N] | Mx [Nm] | My [Nm] | Mz [Nm] | Kompresja L4/L5 [N] |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| wysoka | uniesienie głowy | 471,1 | 1504,7 | 124 | 0,69 | 0,62 | 1,32 | 1796 |
| wysoka | obrót pacjenta | 588,2 | −1564,4 | 80,4 | −1,90 | 0,34 | −1,68 | 2187 |
| niska | uniesienie głowy | 473,9 | −741,8 | −305,6 | 6,89 | 17,93 | −8,56 | 1697 |
| niska | obrót pacjenta | 525,5 | -297,28 | -113,7 | -6,36 | 1,02 | -6,8 | 1585,543 |

Wyniki uzyskane z modelu AnyBody również wykazały niższe wartości kompresji L4–L5 dla pozycji niskiej w porównaniu z pozycją wysoką we wszystkich analizowanych wariantach Rys. 57.




*Rys. 57 Siła kompresyjna L4/L5 (wynik z Anybody)*

Dla uniesienia głowy pacjenta bez uwzględnienia sił działających przez dłonie kompresja zmniejszyła się z 1796 N w pozycji wysokiej do 1697 N w pozycji niskiej. Różnica wyniosła 99 N, co odpowiada redukcji o około 5,5%. Po uwzględnieniu sił dłoni kompresja zmniejszyła się z 2433 N do 2189 N, czyli o 244 N, co stanowi redukcję o około 10,0%.

Większe różnice zaobserwowano podczas obrotu pacjenta. W wariancie bez uwzględnienia sił dłoni kompresja zmniejszyła się z 2187 N w pozycji wysokiej do 1585,54 N w pozycji niskiej. Różnica wyniosła około 601,5 N, co odpowiada redukcji o około 27,5%. Po uwzględnieniu sił dłoni wartość kompresji zmniejszyła się z 2694 N do 2135 N, czyli o 559 N. Odpowiada to redukcji o około 20,7%.

Porównanie wariantów bez sił dłoni i z uwzględnieniem sił dłoni wskazuje również na istotny wzrost kompresji po uwzględnieniu obciążenia przenoszonego przez kończyny górne. Dla uniesienia głowy w pozycji wysokiej kompresja wzrosła z 1796 N do 2433 N, czyli o 637 N, co odpowiada wzrostowi o około 35,5%. W pozycji niskiej wzrost wyniósł z 1697 N do 2189 N, czyli o 492 N, co stanowi około 29,0%.

Podczas obrotu pacjenta w pozycji wysokiej uwzględnienie sił dłoni spowodowało wzrost kompresji z 2187 N do 2694 N, czyli o 507 N, co odpowiada wzrostowi o około 23,2%. W pozycji niskiej kompresja zwiększyła się z 1585,54 N do 2135 N, czyli o około 549,5 N, co stanowi wzrost o około 34,7%.

Analiza składowych sił na poziomie T12–L1 wykazała, że wartość składowej Fx była stosunkowo podobna dla obu wysokości pozycji przy tej samej czynności i wariancie obciążenia. Dla uniesienia głowy bez sił dłoni wynosiła 471,1 N w pozycji wysokiej i 473,9 N w pozycji niskiej, natomiast po uwzględnieniu sił dłoni odpowiednio 659,2 N i 664,8 N. W przypadku obrotu pacjenta bez sił dłoni Fx wynosiła 588,2 N w pozycji wysokiej i 525,5 N w pozycji niskiej, a po uwzględnieniu sił dłoni 693,2 N i 695,8 N.

Większe różnice wystąpiły dla składowych Fy i Fz. Podczas uniesienia głowy bez sił dłoni Fy zmieniła się z 1504,7 N w pozycji wysokiej do −741,8 N w pozycji niskiej, natomiast Fz ze 124,0 N do −305,6 N. Po uwzględnieniu sił dłoni Fy wynosiła odpowiednio 2055,2 N oraz −814,9 N, a Fz 138,7 N oraz −550,8 N.

Dla obrotu pacjenta bez sił dłoni Fy wynosiła −1564,4 N w pozycji wysokiej oraz −297,28 N w pozycji niskiej, natomiast Fz odpowiednio 80,4 N i −113,7 N. Po uwzględnieniu sił dłoni Fy zmieniła się z 2101,5 N do −402,9 N, natomiast Fz z 20,9 N do −650,8 N.

Różnice zaobserwowano również w wartościach momentów na poziomie T12–L1. W przypadku uniesienia głowy bez sił dłoni w pozycji wysokiej momenty wynosiły Mx = 0,69 Nm, My = 0,62 Nm i Mz = 1,32 Nm, natomiast w pozycji niskiej odpowiednio 6,89 Nm, 17,93 Nm i −8,56 Nm. Po uwzględnieniu sił dłoni wartości momentów zwiększały się do 6,04 Nm, −7,62 Nm i 5,16 Nm w pozycji wysokiej oraz do 20,18 Nm, 31,96 Nm i 18,68 Nm w pozycji niskiej.

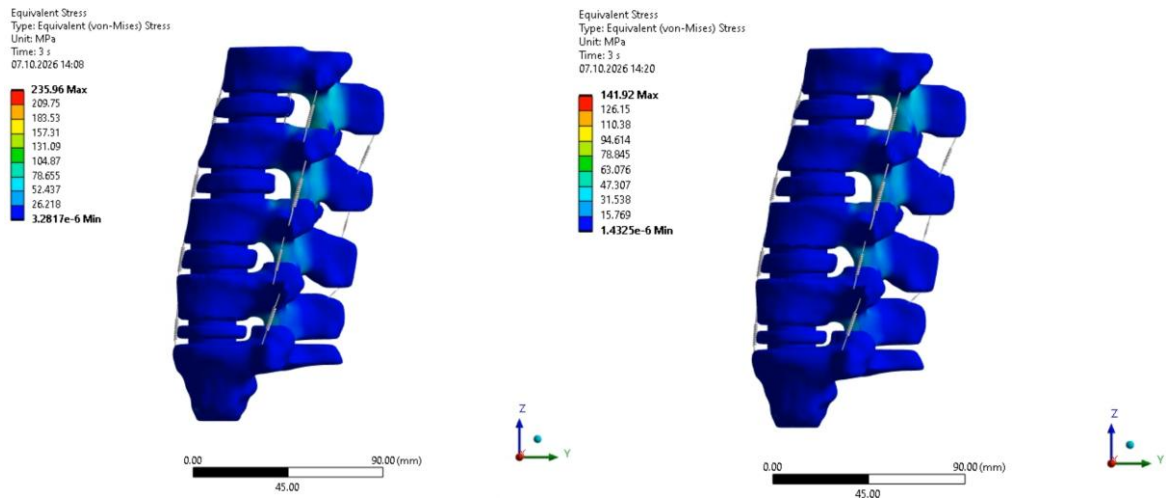
Podczas obrotu pacjenta bez sił dłoni momenty w pozycji wysokiej wynosiły Mx = −1,90 Nm, My = 0,34 Nm oraz Mz = −1,68 Nm, a w pozycji niskiej odpowiednio −6,36 Nm, 1,02 Nm i −6,80 Nm. Po uwzględnieniu sił dłoni wartości te wynosiły 5,60 Nm, 1,71 Nm i 6,86 Nm dla pozycji wysokiej oraz 21,18 Nm, 1,96 Nm i 19,50 Nm dla pozycji niskiej.

Porównanie wyników obu metod pokazuje, że w obliczeniach analitycznych przejście do pozycji niższej spowodowało zmniejszenie kompresji L4–L5 o około 19,2%. W modelu AnyBody redukcja ta wynosiła od około 5,5% do 27,5%, zależnie od wykonywanej czynności i uwzględnienia sił dłoni. Dla uniesienia głowy redukcja wyniosła 5,5% bez sił dłoni i 10,0% z siłami dłoni, natomiast dla obrotu pacjenta odpowiednio 27,5% i 20,7%.

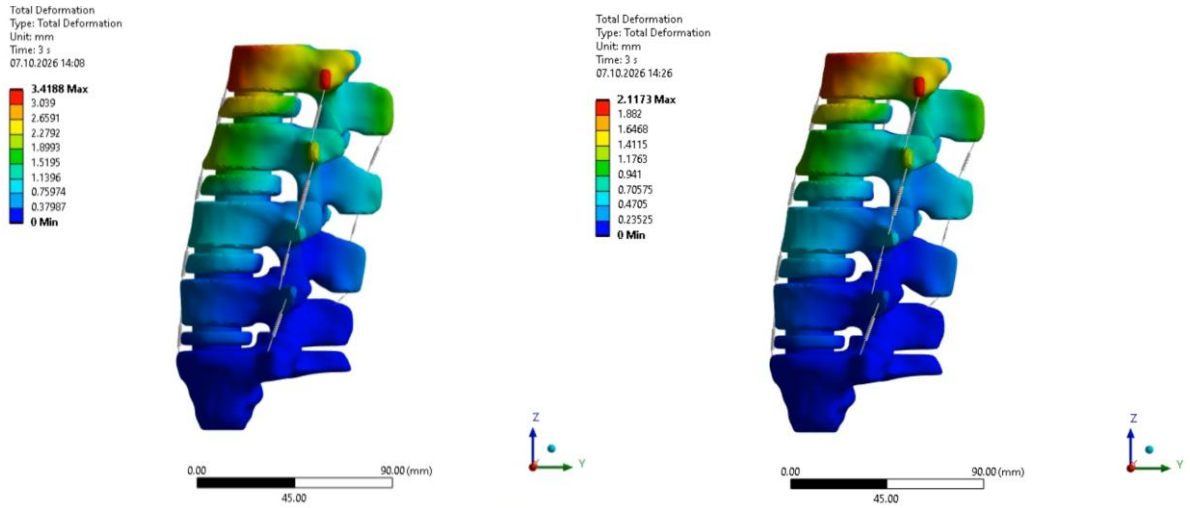
We wszystkich analizowanych przypadkach wartość kompresji na poziomie L4–L5 była niższa dla pozycji niskiej niż dla pozycji wysokiej. Jednocześnie uwzględnienie sił dłoni powodowało wzrost kompresji we wszystkich wariantach, od około 23,2% do 35,5%.

c. Wyniki MES

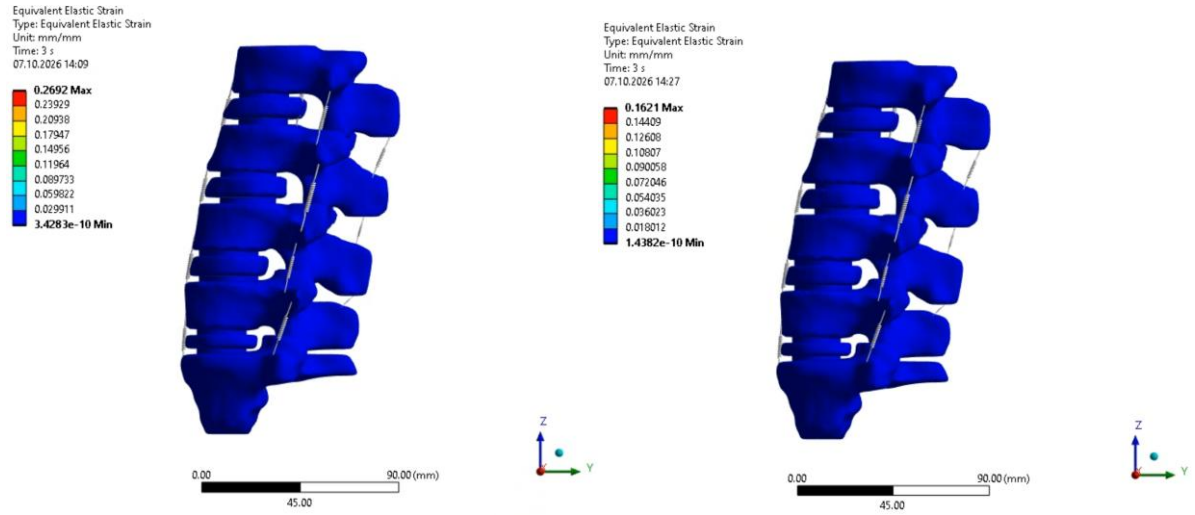
Symulacja numeryczna z użyciem programu ANSYS umożliwiła wyznaczenie map przemieszczeń, stanu odkształcenia i naprężenia wg hipotezy Hubera–Misesa–Hencky'ego (HMH) dla kręgosłupa poddanego zadanym obciążeniom zgodnie z danymi z badań biomechanicznych.




*Rys. 58 Mapa naprężeń HMH dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej*




*Rys. 59 Mapa przemieszczeń dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej*

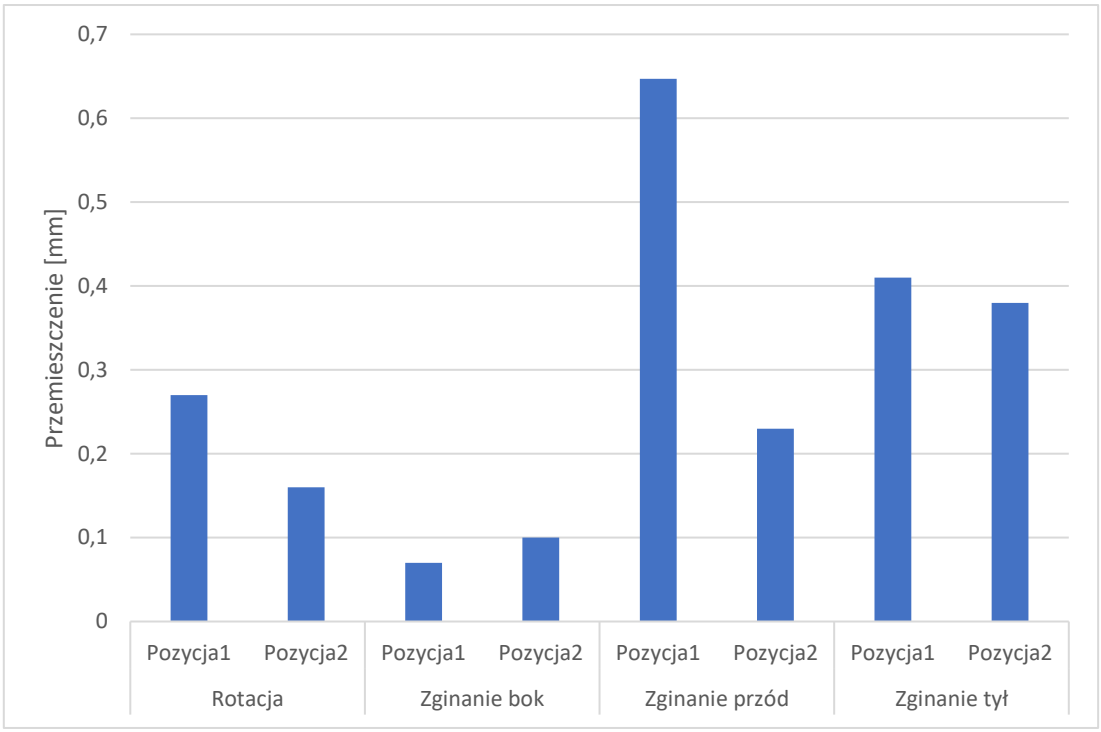



*Rys. 60 Mapa odkształceń dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej*

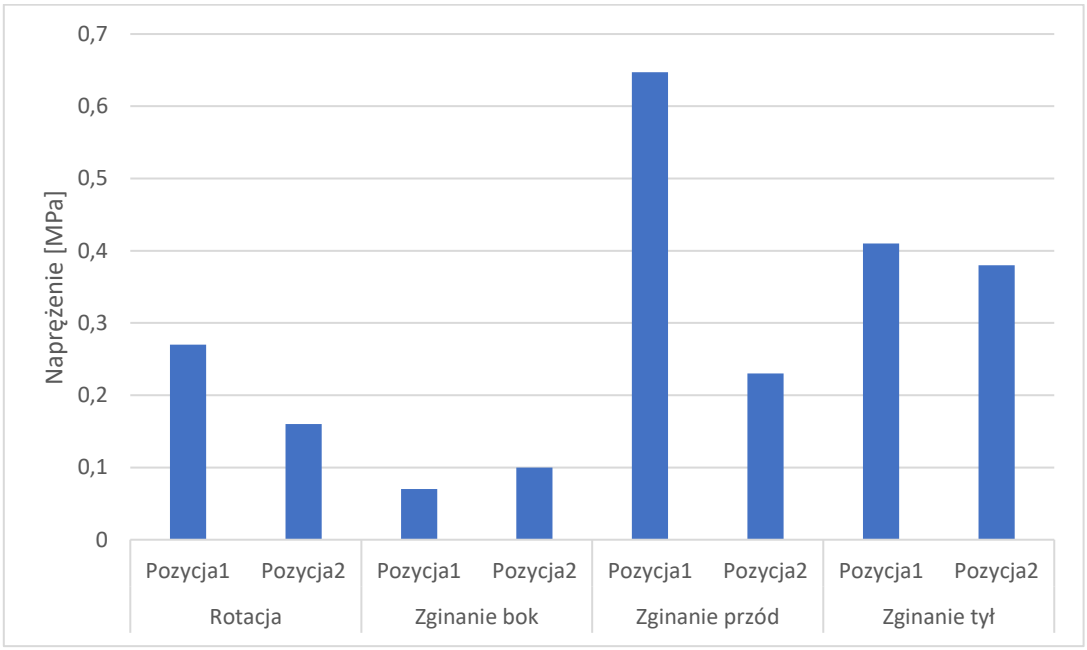
Uzyskane wyniki przedstawiono w formie tabelarycznej i w formie wykresów przedstawionych poniżej ( Rys. 61;Rys. 62;Rys. 63;Tabela 19)

*Tabela 19 Wyniki dla zginania przód/tył/bok i rotacji*

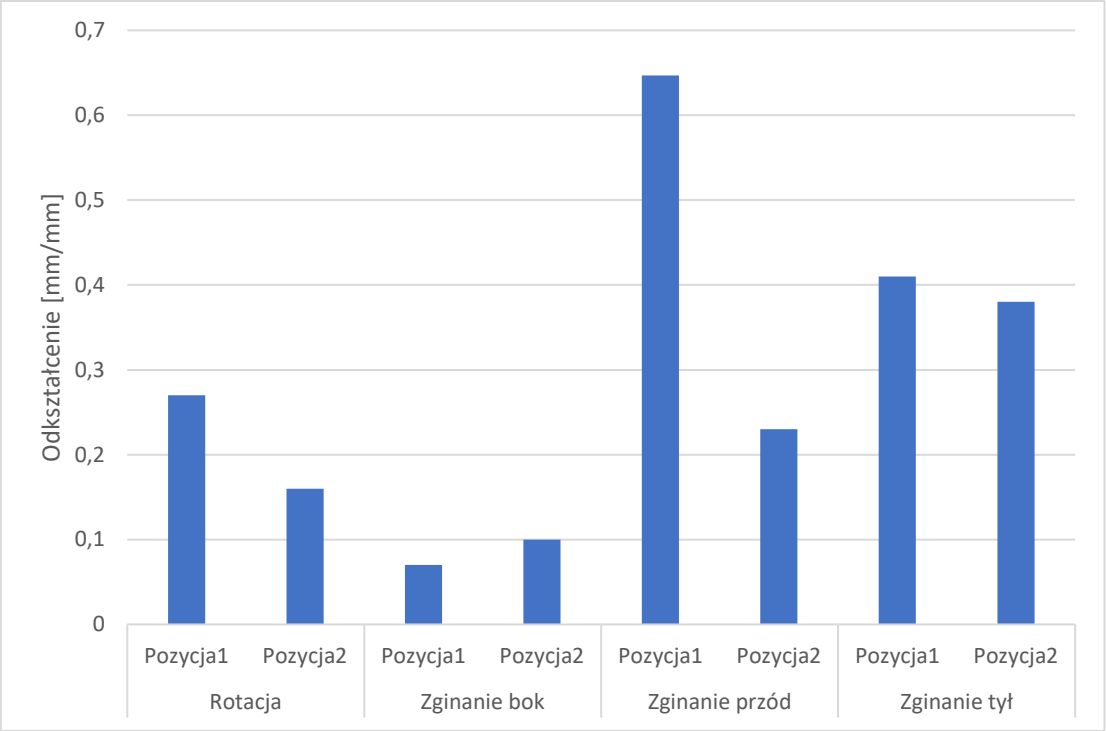
| **Wariant** | **Pozycja** | **Przemieszczenie [mm]** | **Naprężenie [MPa]** | **Odkształcenie [mm/mm]** |
|---|---|---|---|---|
| **Rotacja** | Pozycja1 | 3,42 | 235,96 | 0,27 |
| | Pozycja2 | 2,12 | 141,92 | 0,16 |
| **Zginanie bok** | Pozycja1 | 2,75 | 181,17 | 0,07 |
| | Pozycja2 | 1,58 | 145,42 | 0,10 |
| **Zginanie przód** | Pozycja1 | 10,48 | 341,03 | 0,647 |
| | Pozycja2 | 5,63 | 149,08 | 0,23 |
| **Zginanie tył** | Pozycja1 | 10,64 | 295,79 | 0,41 |
| | Pozycja2 | 6,56 | 222,41 | 0,38 |




*Rys. 61 Wykres przemieszczeń dla poszczególnych pozycji*




*Rys. 62 Wykres naprężeń dla poszczególnych pozycji*




*Rys. 63 Wykres odkształceń dla poszczególnych pozycji*

W przypadku rotacji większe wartości uzyskano dla Pozycji 1. Przemieszczenie wyniosło 3,42 mm, naprężenie 235,96 MPa, a odkształcenie 0,27 mm/mm. Dla Pozycji 2 wartości te były niższe i wyniosły odpowiednio 2,12 mm, 141,92 MPa oraz 0,16 mm/mm.

Dla zginania bocznego również większe przemieszczenie i naprężenie wystąpiły w Pozycji 1. Przemieszczenie wyniosło 2,75 mm, a naprężenie 181,17 MPa. W Pozycji 2 wartości te zmniejszyły się do 1,58 mm oraz 145,42 MPa. Odkształcenie było jednak większe w Pozycji 2 i wyniosło 0,10 mm/mm w porównaniu z 0,07 mm/mm dla Pozycji 1.

W przypadku zginania w przód dla Pozycji 1 uzyskano przemieszczenie 10,48 mm, naprężenie 341,03 MPa oraz odkształcenie 0,647 mm/mm. Dla Pozycji 2 wszystkie wartości były niższe i wyniosły odpowiednio 5,63 mm, 149,08 MPa oraz 0,23 mm/mm.

Podczas zginania w tył przemieszczenie dla Pozycji 1 wyniosło 10,64 mm, naprężenie 295,79 MPa, a odkształcenie 0,41 mm/mm. W Pozycji 2 wartości zmniejszyły się odpowiednio do 6,56 mm, 222,41 MPa oraz 0,38 mm/mm.

Największe przemieszczenie w całej analizie wystąpiło dla zginania w tył w Pozycji 1 i wyniosło 10,64 mm. Największe naprężenie oraz odkształcenie uzyskano natomiast dla zginania w przód w Pozycji 1, odpowiednio 341,03 MPa oraz 0,647 mm/mm.

**Analiza i wnioski**

Na podstawie uzyskanych wyników można zauważyć, że pozycja wysoka jest w większości przypadków bardziej obciążającym ustawieniem konstrukcji. Dla wszystkich wariantów występują w niej większe wartości przemieszczeń oraz naprężeń niż w pozycji niskiej.

Największe różnice pomiędzy pozycjami widoczne są podczas zginania w przód. Zmiana z pozycji wysokiej na pozycję niską powoduje znaczne ograniczenie zarówno przemieszczenia, naprężenia, jak i odkształcenia. Wskazuje to, że odpowiedź konstrukcji podczas tego rodzaju obciążenia jest silnie zależna od jej ustawienia.

Zginanie w tył również stanowi jeden z najbardziej obciążających wariantów. W tym przypadku uzyskano największe przemieszczenie spośród wszystkich analizowanych przypadków. Jednocześnie wartości naprężenia i odkształcenia pozostają niższe niż podczas zginania w przód.

Rotacja oraz zginanie boczne powodują znacznie mniejsze przemieszczenia niż zginanie w przód i w tył. Szczególny przypadek stanowi jednak zginanie boczne, dla którego odkształcenie w pozycji niskiej było większe niż w pozycji wysokiej, mimo jednoczesnego zmniejszenia przemieszczenia i naprężenia. Może to wskazywać na zmianę lokalnego rozkładu odkształceń w konstrukcji.

Podsumowując, najbardziej niekorzystne są warianty zginania w przód i w tył. Zginanie w tył powoduje największe przemieszczenie, natomiast zginanie w przód prowadzi do największych wartości naprężenia i odkształcenia. Wyniki wskazują również, że pozycja wysoka jest generalnie bardziej wymagającym wariantem obciążenia konstrukcji niż pozycja niska.

# 8. Prace projektowe

## a. Wymagania dla projektowanego łóżka rehabilitacyjnego

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu rozwiązań rynkowych, przyjętego celu projektu oraz uwarunkowań związanych z planowanym wdrożeniem określono podstawowe wymagania dla projektowanego łóżka rehabilitacyjnego typu floor-bed. Wymagania obejmują parametry funkcjonalne, konstrukcyjne, ergonomiczne, bezpieczeństwa, higieniczne oraz wdrożeniowe. Podstawowym założeniem projektowanego rozwiązania jest możliwość uzyskania bardzo niskiego położenia platformy materaca, przy jednoczesnym zachowaniu możliwości podniesienia jej do wysokości odpowiedniej do wykonywania czynności pielęgnacyjnych. Niskie położenie platformy powinno również umożliwiać opiekunowi wykonywanie wybranych czynności w pozycji klęczącej lub półklęczącej.

**Podstawa normatywna projektu**

Projektowane łóżko medyczne powinno spełniać wymagania dotyczące bezpieczeństwa podstawowego i funkcjonowania zasadniczego określone dla łóżek medycznych w normie PN-EN 60601-2-52. Norma obejmuje m.in. wymagania dotyczące bezpieczeństwa mechanicznego, obciążeń, stabilności, ochrony przed zakleszczeniem części ciała, barierek bocznych, bezpieczeństwa elektrycznego, oznakowania oraz czyszczenia i dezynfekcji. Wymagania normy mające bezpośredni wpływ na projekt konstrukcji uwzględniono w dalszych punktach dotyczących wymagań konstrukcyjnych, bezpieczeństwa oraz czyszczenia i dezynfekcji. Projektowana konstrukcja powinna zapewniać bezpieczeństwo użytkownika oraz opiekuna podczas wszystkich przewidzianych pozycji pracy łóżka.

Wymagania według normy obejmują przede wszystkim:

- zapewnienie wymaganej nośności konstrukcji,
- zachowanie stabilności w całym zakresie regulacji wysokości,
- bezpieczne przenoszenie obciążeń przez ramę i mechanizm podnoszenia,
- ograniczenie ryzyka niekontrolowanego ruchu elementów,
- odpowiednie zabezpieczenie elementów ruchomych,
- ograniczenie ryzyka zakleszczenia pomiędzy ruchomymi częściami konstrukcji.

**Wymagania funkcjonalne**

Projektowane łóżko powinno:

- posiadać czterosekcyjną platformę leża,
- umożliwiać elektryczne profilowanie poszczególnych sekcji,
- umożliwiać elektryczną regulację wysokości platformy,
- umożliwiać ustawienie pozycji Trendelenburga i anty-Trendelenburga,
- posiadać funkcję auto-regresji,
- umożliwiać zastosowanie barierek bocznych,
- umożliwiać przedłużenie platformy leża,
- umożliwiać zarówno bardzo niskie ustawienie platformy, jak i ustawienie jej na wysokości roboczej dla opiekuna.
- zapewnienie płynnej regulacji wysokości pomiędzy położeniami skrajnymi,
- zapewnienie dostępu do użytkownika z obu stron łóżka.

Funkcje te są powszechnie stosowane w analizowanych konstrukcjach typu floor-bed i zostały uwzględnione we wstępnej specyfikacji projektowanego rozwiązania

**Wymagania higieniczne**

Dla podstawowej wersji łóżka należy zapewnić możliwość regularnego czyszczenia i dezynfekcji powierzchni zgodnie z warunkami typowej eksploatacji łóżka rehabilitacyjnego.

Materiały i rozwiązania konstrukcyjne powinny:

- posiadać powierzchnie możliwe do łatwego czyszczenia,
- wykazywać odporność na typowo stosowane środki czyszczące i dezynfekujące,
- ograniczać występowanie trudno dostępnych miejsc gromadzenia zanieczyszczeń,
- zapewniać odpowiednią odporność elementów metalowych na korozję,
- zapewniać właściwy stopień ochrony komponentów elektrycznych.

W projekcie przewiduje się również możliwość opracowania wariantu o zwiększonej odporności na intensywne mycie. W takim przypadku konieczne będzie zastosowanie odpowiednio dobranych powłok, materiałów elementów osłonowych oraz komponentów elektrycznych o podwyższonym stopniu ochrony.

### Wymagania ekonomiczne i wdrożeniowe

Ze względu na wdrożeniowy charakter projektu przyjęto założenie możliwie szerokiego wykorzystania materiałów, komponentów oraz technologii stosowanych standardowo w przedsiębiorstwie.

Przy projektowaniu należy dążyć do:

- ograniczenia liczby nowych, niestandardowych komponentów,
- wykorzystania dostępnych profili, blach oraz materiałów,
- wykorzystania istniejących technologii produkcyjnych,
- ograniczenia liczby operacji technologicznych,
- umożliwienia łatwego montażu i serwisowania konstrukcji,
- ograniczenia kosztu wykonania podstawowej wersji produktu,
- zachowania możliwości oferowania dodatkowego wariantu o podwyższonej odporności na mycie.

Wersja standardowa powinna pozostać podstawowym, ekonomicznie dostępnym rozwiązaniem, natomiast rozwiązania zwiększające odporność na intensywne mycie mogą zostać wprowadzone jako wariant wyposażenia.

### Zestawienie wymagań projektowych/ konstrukcyjnych

Na podstawie analizy dostępnych na rynku rozwiązań oraz uwzględnieniu potrzeb i możliwości firmy, przyjęto wstępne zakresy podstawowych parametrów projektowanego łóżka (Tabela 20).

*Tabela 20 Zestawienie wymagań projektowych/ konstrukcyjnych*

| Obszar | Wymaganie | Status | Weryfikacja |
|---|---|---|---|
| minimalna wysokość platformy | 7–9 cm | podstawowe | CAD, prototyp |
| maksymalna wysokość platformy | 65–80 cm | podstawowe | CAD, prototyp |
| bezpieczne obciążenie robocze SWL | 190–200 kg | podstawowe | MES, test |
| maksymalna masa użytkownika | 170–180 kg | podstawowe | obliczenia, test |
| przedłużenie leża | 19–20 cm | wariant | CAD, prototyp |
| szerokość całkowita | 93–100 cm | podstawowe | CAD, prototyp |
| długość całkowita | 208–215 cm | podstawowe | CAD, prototyp |
| liczba sekcji leża | 4 | podstawowe | CAD, prototyp |
| zakładana masa łóżka | ok. 100 kg | podstawowe | CAD, prototyp |
| auto-regresja | TAK | podstawowe | test |
| trendelenburg | 12–15° | podstawowe | pomiar |

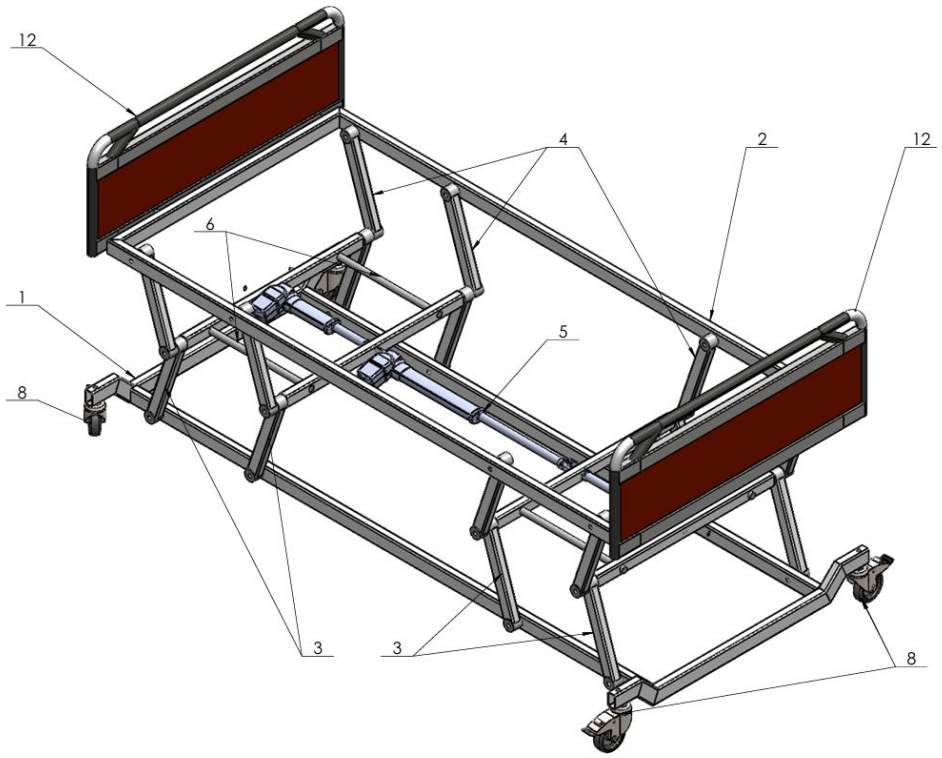
| | | | |
|---|---|---|---|
| anty-trendelenburg | 12–15° | podstawowe | pomiar |
| stabilność | zgodna z wymaganiami normy | podstawowe | test |
| strefy zakleszczenia | ograniczone zgodnie z normą | podstawowe | CAD, prototyp |
| barierki | bezpieczne, blokowane | podstawowe | test |
| materac | określona kompatybilność | podstawowe | dokumentacja |
| standardowe czyszczenie | wymagane | podstawowe | test |
| odporność na korozję | wymagana | podstawowe | analiza / test |
| Standardowa ochrona elektryki przed wodą (IPX4) | wymagana | podstawowe | badania / dokumentacja |
| możliwość mycia w myjkach automatycznych | opcjonalne | wariant | test wg przyjętej procedury |

Wartości te należy traktować jako wymagania wejściowe do dalszego procesu projektowego, które będą weryfikowane na kolejnych etapach opracowania konstrukcji, analizy MES oraz badań prototypu. Zostały one wyznaczone na podstawie wcześniejszego zestawienia parametrów konstrukcji rynkowych. Szczególnym wymaganiem konstrukcyjnym jest uzyskanie niewielkiej minimalnej wysokości platformy bez ograniczenia wymaganej nośności, stabilności oraz zakresu ruchu mechanizmu podnoszenia.

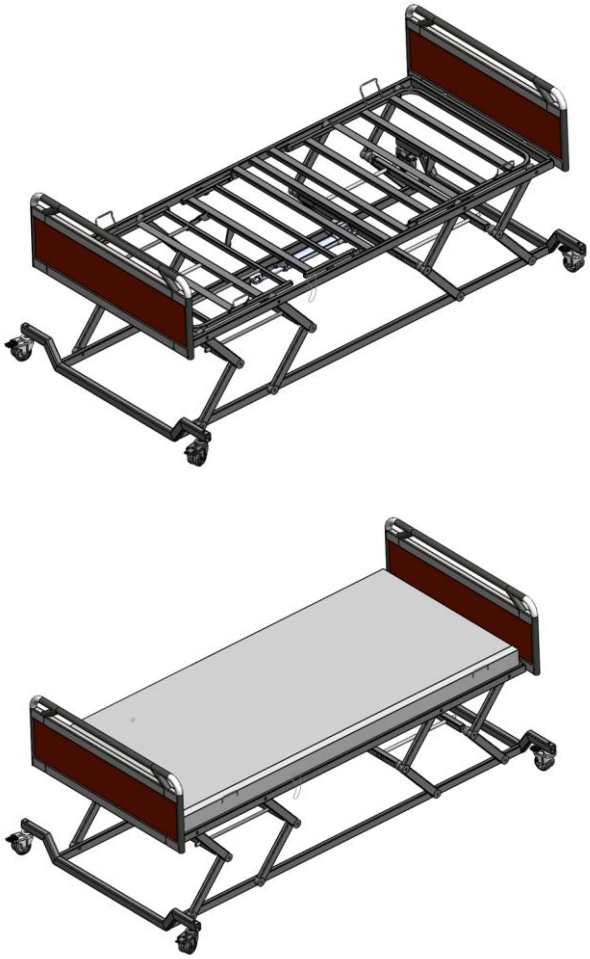
b. Postać konstrukcyjna

**Budowa i główne zespoły konstrukcji**

Podstawowym elementem łóżka jest rama dolna (1), stanowiąca stabilną podstawę całej konstrukcji. Na niej zamontowany jest mechanizm podnoszenia oparty na układach nożycowych (3). Nad mechanizmem znajduje się rama górna (2), która podtrzymuje platformę leża. Rama górna może być podnoszona i opuszczana, a także wychylana względem poziomu. Na ramie górnej znajduje się właściwa platforma leża, składająca się z kilku ruchomych sekcji. Poszczególne elementy konstrukcji współpracują ze sobą tak, aby możliwa była zarówno regulacja wysokości całego łóżka, jak i zmiana ułożenia pacjenta.




*Rys. 64 Rama łóżka (schemat konstrukcji)*



*Rys. 65 Głowna postać konstrukcyjna łóżka floorbed*

**Mechanizm regulacji wysokości – działanie, punkty obrotu i skrajne położenia**

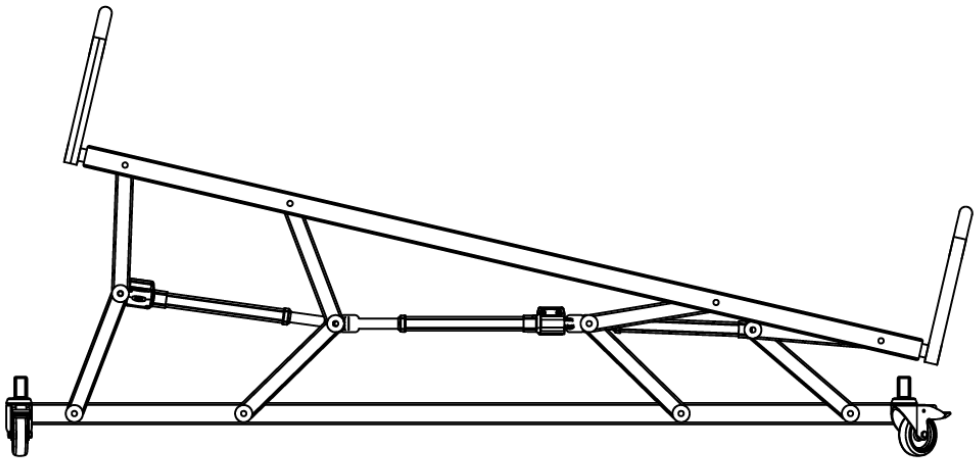
Regulacja wysokości łóżka realizowana jest za pomocą nożycowych układów dźwigni (3), które łączą dolną ramę podstawy z górną ramą podtrzymującą leże. Przy obu końcach łóżka znajdują się pary takich mechanizmów. Każdy układ składa się z dwóch dźwigni połączonych przegubowo za pośrednictwem poprzecznego łącznika środkowego. Jedna z dźwigni jest połączona obrotowo z ramą dolną, natomiast druga z ramą górną. Poszczególne elementy nie poruszają się dowolnie. Ich ruch jest kontrolowany przez sztywne prowadniki ślizgowe (6), które utrzymują odpowiednią geometrię mechanizmu i zapobiegają jego przekoszeniu. Dodatkowo zastosowano siłowniki odpowiedzialne za zmianę wysokości oraz za wychylenie konstrukcji (5). Punkty obrotu znajdują się przede wszystkim w miejscach połączenia dźwigni z ramą dolną i górną oraz przy łącznikach środkowych. Dzięki połączeniom przegubowym elementy mogą obracać się względem siebie, tworząc kontrolowany ruch całego układu.

**Konstrukcja platformy leża i profilowanie**

Platforma leża jest podzielona na kilka sekcji, dzięki czemu można zmieniać jej kształt w zależności od wymaganej pozycji pacjenta. Poszczególne części są połączone przegubowo, co pozwala na ich obrót względem sąsiednich elementów. W zależności od wykonania konstrukcja może umożliwiać między innymi unoszenie części plecowej, zmianę położenia części udowej oraz regulację pozostałych fragmentów leża. Ruch sekcji może być realizowany za pomocą odpowiednich napędów i układów dźwigniowych. Dzięki temu płaska powierzchnia leża może zostać przekształcona w profil dopasowany do wymaganej pozycji użytkownika.

**Zakres ruchów konstrukcji**

Jedną z najważniejszych cech konstrukcji jest możliwość niezależnego sterowania wysokością oraz nachyleniem całego leża. Łóżko może być podnoszone i opuszczane przy zachowaniu poziomego ustawienia platformy. Możliwe jest również wychylenie całego leża poprzez zmianę wysokości tylko jednego z jego końców. Pozwala to uzyskać między innymi pozycję Trendelenburga, w której jeden koniec leża znajduje się niżej od drugiego, oraz pozycję anty-Trendelenburga, w której kierunek nachylenia jest przeciwny. Istotną cechą rozwiązania jest to, że nachylenie można uzyskać dla różnych wysokości leża. Oznacza to, że najpierw można ustawić odpowiednią wysokość roboczą, a następnie zmienić kąt ustawienia całej platformy.



*Rys. 66 Łóżko w pozycji Trendelenburga (ok.12')*

c. Dobór materiałów i technologii wykonania

*Uwarunkowania materiałowe i technologiczne przedsiębiorstwa*

Dobór materiałów i technologii wykonania projektowanego łóżka przeprowadzono z uwzględnieniem wymagań konstrukcyjnych oraz możliwości technologicznych przedsiębiorstwa. Jednym z założeń projektu było wykorzystanie, w możliwie największym zakresie, materiałów, półfabrykatów i procesów technologicznych stosowanych standardowo w przedsiębiorstwie. Pozwala to ograniczyć konieczność wdrażania nowych technologii, zmniejszyć koszty przygotowania produkcji oraz wykorzystać istniejący park maszynowy i łańcuch dostaw. W przypadku materiałów standardowo stosowanych w przedsiębiorstwie przeprowadzono przede wszystkim ocenę ich przydatności do projektowanej konstrukcji. Analizę wariantową zastosowano natomiast dla elementów, dla których przewidywano możliwość wykorzystania kilku materiałów lub technologii wykonania.

**Dobór materiałów konstrukcji stalowej**

W przedsiębiorstwie do wykonywania konstrukcji łóżek stosowane są zarówno kształtowniki ze stali S235JRH, jak i precyzyjne rury ze stali E220+CR2. Z tego względu przy projektowaniu nowego modelu łóżka przyjęto wykorzystanie obu materiałów, zależnie od funkcji danego elementu, rodzaju stosowanego półfabrykatu oraz technologii jego wykonania. Takie podejście umożliwia wykorzystanie istniejącego łańcucha dostaw, standardowych procesów produkcyjnych oraz doświadczenia przedsiębiorstwa w obróbce i łączeniu tych materiałów. W przypadku profili kwadratowych i prostokątnych wymagających odpowiedniej dokładności wymiarowej przyjęto zastosowanie stali E220+CR2 wg EN 10305-5, przeznaczonej do produkcji precyzyjnych rur ze szwem o przekroju kwadratowym i prostokątnym. Zastosowanie tego materiału wynika przede wszystkim z dokładności wymiarowej półfabrykatów, jakości powierzchni oraz możliwości wykonywania elementów z profili cienkościennych. Stal S235JRH przewidziano natomiast przede wszystkim do wykonywania elementów konstrukcyjnych i nośnych, dla których istotne są odpowiednia nośność, sztywność oraz możliwość zastosowania kształtowników konstrukcyjnych. Materiał ten, podobnie jak E220+CR2, jest standardowo wykorzystywany w przedsiębiorstwie i może być przetwarzany z wykorzystaniem istniejących procesów technologicznych. Ostateczne przyporządkowanie materiałów do poszczególnych elementów konstrukcji, a także dobór wymiarów przekrojów i grubości ścianek, zostaną określone na etapie opracowania modelu

konstrukcyjnego i zweryfikowane w analizie wytrzymałościowej MES oraz podczas badań prototypu.

*Tabela 21 Porównanie materiałów stalowych stosowanych w konstrukcji łóżka*

| Kryterium | S235JRH | E220+CR2 |
|---|---|---|
| Norma | EN 10219-1 | EN 10305-5 |
| Rodzaj wyrobu | kształtowniki zamknięte konstrukcyjne | precyzyjne rury ze szwem |
| Typowe przekroje | kwadratowe / prostokątne | kwadratowe / prostokątne |
| Charakter zastosowania | elementy konstrukcyjne i nośne | elementy wymagające większej dokładności wymiarowej |
| Granica plastyczności | min. 235 MPa* | min. 220 MPa* |
| Dokładność wymiarowa | standardowa dla kształtowników konstrukcyjnych | podwyższona |
| Jakość powierzchni | standardowa | wyższa / bardziej kontrolowana |
| Spawalność | odpowiednia do konstrukcji spawanych | odpowiednia do konstrukcji spawanych |
| Dostępność w przedsiębiorstwie | tak | tak |
| Zgodność z technologią produkcji | tak | tak |
| Planowane zastosowanie | rama główna, elementy nośne | wybrane profile ramy, elementy ruchome i pomocnicze |

* wartości należy odnosić do właściwej grubości ścianki i warunków określonych w odpowiedniej normie.

Na podstawie przyjętych założeń nie dokonano wyboru jednego materiału dla całej konstrukcji. Stale S235JRH oraz E220+CR2 będą stosowane równolegle, zależnie od funkcji elementu, wymaganej dokładności wykonania oraz dostępnej postaci półfabrykatu. Szczegółowe przyporządkowanie materiałów do poszczególnych elementów zostanie określone na etapie opracowania konstrukcji CAD i zweryfikowane w analizie MES.

**Dobór materiałów elementów osłonowych i wykończeniowych**

W przypadku elementów osłonowych i wykończeniowych projektowanego łóżka przeanalizowano możliwość zastosowania płyt MDF, HDF, CDF oraz HPL. Materiały te różnią się przede wszystkim gęstością, właściwościami mechanicznymi oraz odpornością na działanie wilgoci. Dobór materiału przeprowadzono z uwzględnieniem dwóch przewidywanych

wariantów wykonania łóżka: wersji standardowej, przeznaczonej do typowego czyszczenia i dezynfekcji, oraz wersji o zwiększonej odporności na intensywne mycie. W przypadku wersji standardowej istotne znaczenie mają koszt, łatwość obróbki oraz wystarczająca wytrzymałość mechaniczna. W wariancie przeznaczonym do intensywnego mycia większe znaczenie mają odporność na wilgoć, stabilność wymiarowa i trwałość materiału w warunkach wielokrotnego kontaktu z wodą i środkami myjącymi. Wartości zestawione w tabeli opracowano na podstawie wymagań i metod badań określonych w odpowiednich normach PN-EN oraz danych technicznych reprezentatywnych wyrobów producentów.

*Tabela 22 Porównanie materiałów płytowych*

| Parametr | MDF | HDF | CDF | HPL | Źródła |
|---|---|---|---|---|---|
| Gęstość [kg/m³] | 770–780 | 850–860 | >1000 | 1350–1450 | [1, 4, 5, 6] |
| Wytrzymałość na zginanie [N/mm²] | 23 | 40 | ≥55–60 | ≥90–95 | [2, 4, 5, 6] |
| Moduł sprężystości [N/mm²] | 2700 | 2600–2700 | ≥5500–6000 | ≥9000 | [2, 4, 5, 6] |
| Pęcznienie po 24 h [%] | 17–30 | 13–17 | ≤6–7 | ≤1–1,5 | [3, 4]* |
| Odporność na wilgoć | niska | średnia | wysoka | bardzo wysoka | [4, 5,6] |

1) PN-EN 323:1999, Płyty drewnopochodne – Oznaczanie gęstości.
2) PN-EN 310:1994, Płyty drewnopochodne – Oznaczanie modułu sprężystości przy zginaniu i wytrzymałości na zginanie.
3) PN-EN 317:1999, Płyty wiórowe i płyty pilśniowe – Oznaczanie spęcznienia na grubość po moczeniu w wodzie.
4) PN-EN 622-5:2010, Płyty pilśniowe – Wymagania techniczne – Część 5: Wymagania dla płyt formowanych na sucho (MDF).
5) PN-EN 438-4:2016-04, Wysokociśnieniowe laminaty dekoracyjne (HPL) – Część 4: Klasyfikacja i specyfikacje laminatów koMPaktowych o grubości 2 mm i grubszych
6) PN-EN 438-2+A1:2019-01, Wysokociśnieniowe laminaty dekoracyjne (HPL) – Część 2: Oznaczanie właściwości.

Spośród analizowanych materiałów MDF i HDF charakteryzują się niższą gęstością i korzystniejszym kosztem, jednak ich odporność na działanie wilgoci jest ograniczona. Szczególnie widoczne jest to w przypadku wartości pęcznienia po 24 godzinach. CDF wykazuje wyższą sztywność i znacznie mniejsze pęcznienie niż MDF i HDF, dzięki czemu może być rozpatrywany jako materiał do elementów wymagających większej odporności na wilgoć. Najwyższą odporność na wilgoć oraz najwyższe parametry mechaniczne spośród analizowanych materiałów wykazuje HPL. Z tego względu materiał ten jest szczególnie interesujący dla wariantu łóżka o zwiększonej odporności na intensywne mycie. Do dalszej

analizy dla wersji standardowej przyjęto materiały HDF oraz CDF, natomiast dla wariantu o zwiększonej odporności na mycie przede wszystkim CDF oraz HPL. Ostateczny wybór zostanie przeprowadzony z uwzględnieniem ceny, dostępności materiału, możliwości obróbki w przedsiębiorstwie oraz odporności na stosowane środki czyszczące i dezynfekujące.

**Dobór wykończenia barierek drewnianych**

W projektowanej konstrukcji przewidziano zastosowanie drewnianych barierek bocznych dostarczanych przez obecnego dostawcę przedsiębiorstwa. Nie zakłada się zmiany materiału bazowego ani zasadniczej konstrukcji barierek. Dla wariantu łóżka przeznaczonego do intensywnego mycia i dezynfekcji przewidziano natomiast zmianę sposobu zabezpieczenia powierzchni. Na podstawie informacji uzyskanych od dostawcy przyjęto zastosowanie okleiny z tworzywa sztucznego o zwiększonej odporności na działanie wody. Profile mogą być zabezpieczone na całej długości, natomiast ich zakończenia dodatkowo pokryte lakierem DD (dwuskładnikowy lakier poliuretanowy). Rozwiązanie to wymaga weryfikacji w warunkach odpowiadających rzeczywistemu procesowi mycia. Ocenie podlegać będzie przede wszystkim odporność okleiny na odklejanie i rozwarstwianie, skuteczność zabezpieczenia krawędzi oraz możliwość przenikania wilgoci do materiału bazowego.

*Tabela 23 Porównanie wymagań dla barierek bocznych w wersji standardowej i przeznaczonej do intensywnego mycia*

| Kryterium | Wersja standardowa | Wersja do intensywnego mycia |
|---|---|---|
| Materiał barierek | drewno, obecny standard dostawcy | ten sam materiał bazowy |
| Dostawca | obecny dostawca | obecny dostawca |
| Wykończenie powierzchni | standardowo stosowana okleina | okleina o zwiększonej odporności na wodę i mycie |
| Odporność na dezynfekcję | wymagana | podwyższona |
| Odporność na wodę | standardowa | podwyższona |
| Odporność na odklejanie/ rozwarstwianie | wymagana | wymagana po wielokrotnym myciu |
| Zabezpieczenie krawędzi | standardowe | zwiększona szczelność, dodatkowe zabezpieczenie zakończeń |

**Dobór zabezpieczenia powierzchni elementów stalowych**

W przypadku elementów stalowych jednym z podstawowych wymagań projektowych jest zapewnienie odpowiedniej ochrony przed korozją. Dla wersji standardowej przewidziano zastosowanie obecnie wykorzystywanego w przedsiębiorstwie systemu zabezpieczenia powierzchni, obejmującego malowanie proszkowe. Dla wariantu łóżka przeznaczonego do

intensywnego mycia przeanalizowano możliwość zastosowania dodatkowego zabezpieczenia w postaci powłoki kataforetycznej KTL. Proces kataforezy polega na elektroforetycznym nanoszeniu powłoki ochronnej na odpowiednio przygotowaną powierzchnię elementu stalowego. Technologia ta obejmuje m.in. przygotowanie powierzchni, nanoszenie powłoki KTL, płukanie oraz jej utwardzanie. Zastosowanie dodatkowej warstwy ochronnej rozpatrywano w celu zwiększenia odporności konstrukcji na działanie wilgoci oraz środków stosowanych podczas mycia i dezynfekcji. W przypadku profili zamkniętych istotnym zagadnieniem projektowym jest również ograniczenie możliwości zalegania wody wewnątrz konstrukcji. Z tego względu przewidziano konieczność odpowiedniego ukształtowania otworów technologicznych i odpływowych. Ostateczny dobór systemu zabezpieczenia powierzchni wymaga weryfikacji w warunkach odpowiadających przewidywanemu procesowi użytkowania i mycia.

*Tabela 24 Porównanie sposobu zabezpieczenia elementów stalowych dla wersji standardowej i przeznaczonej do mycia*

| Kryterium | Wersja standardowa | Wersja do intensywnego mycia |
|---|---|---|
| Konstrukcja stalowa | S235JRH / E220+CR2 | S235JRH / E220+CR2 |
| Zabezpieczenie podstawowe | obecny standard przedsiębiorstwa | powłoka KTL |
| Powłoka końcowa | malowanie proszkowe | KTL + malowanie proszkowe do analizy |
| Odporność na wilgoć | dla typowych warunków eksploatacji | podwyższona |
| Odporność na środki myjące | standardowa | wymagana dla procesu mycia |
| Ryzyko korozji wewnątrz profili | standardowe zabezpieczenie | konieczność zapewnienia odpływu wody |

**Dobór komponentów elektrycznych i stopnia ochrony**

Dobór komponentów elektrycznych powinien uwzględniać sposób eksploatacji i czyszczenia projektowanego łóżka. W przypadku wersji standardowej przewiduje się wykorzystanie komponentów stosowanych obecnie w przedsiębiorstwie, spełniających wymagania dotyczące standardowego czyszczenia i dezynfekcji. W przypadku wariantu przeznaczonego do intensywnego mycia konieczne jest zastosowanie komponentów o zwiększonej odporności na działanie wody. W informacjach uzyskanych od firmy przeprowadzającej próby zmywalności wskazano stopień ochrony silników co najmniej IP55, natomiast IPX6 określono jako wystarczający poziom ochrony elementów elektronicznych dla

stosowanego procesu. Sam stopień ochrony IP nie powinien jednak stanowić jedynego kryterium doboru. Z konsultacji z dostawcą napędów wynika, że w przypadku mycia w myjkach należy uwzględnić również odporność materiałów obudowy na stosowane środki chemiczne oraz podwyższoną temperaturę. Dla obecnie stosowanych rozwiązań możliwe jest wykonanie siłowników w klasie IPX6, jednak wymagania te nie są spełnione przez obecnie stosowany system sterowania ECS.

*Tabela 25 Porównanie wymagań dotyczących komponentów elektrycznych dla wersji standardowej i przeznaczonej do mycia*

| Element | Wersja standardowa | Wersja do mycia |
|---|---|---|
| siłowniki | obecny standard | min. wymagany poziom ochrony + odporność chemiczna |
| sterownik | obecny system | konieczny dobór rozwiązania odpornego na proces mycia |
| pilot | standard | do weryfikacji |
| złącza | standard | zabezpieczone przed działaniem wody |
| przewody | standard | odporne na warunki procesu |
| materiał obudowy | standard | odporny na chemię i temperaturę |

**Warunki projektowe dla wariantu przeznaczonego do intensywnego mycia**

Projekt wariantu przeznaczonego do intensywnego mycia wymaga uwzględnienia warunków występujących podczas procesu mycia i dezynfekcji. Na podstawie informacji uzyskanych od firmy przeprowadzającej badania zmywalności przyjęto jako punkt odniesienia proces termochemiczny obejmujący mycie, dezynfekcję i płukanie w temperaturze około 50°C, przy ciśnieniu strumienia około 3 bar. Suszenie odbywa się również w temperaturze około 50°C.

W związku z tym przy projektowaniu wariantu do mycia należy uwzględnić

- odporność materiałów na temperaturę około 50°C,
- odporność na strumień wody o ciśnieniu około 3 bar,
- odporność na stosowane środki myjące i dezynfekujące,
- możliwość swobodnego odpływu wody z profili i innych przestrzeni konstrukcji, zabezpieczenie elementów przed gromadzeniem się wody,
- odporność powłok i oklein na wielokrotne cykle mycia,
- zachowanie szczelności i funkcjonalności komponentów elektrycznych,
- brak korozji, rozwarstwień i innych uszkodzeń po procesie mycia.

Jako rozwiązanie referencyjne przeanalizowano również instrukcję łóżka Dali Wash. Producent określa maksymalne ciśnienie strumienia na poziomie 3 bar, maksymalną temperaturę mycia i suszenia 55°C oraz czas cyklu czyszczenia i dezynfekcji wynoszący od 6 do 20 minut. Parametry te potraktowano jako punkt odniesienia przy określaniu warunków eksploatacyjnych projektowanego wariantu do intensywnego mycia.

### Zestawienie wariantów wykonania

*Tabela 26 Zestawienie wariantów wykonania*

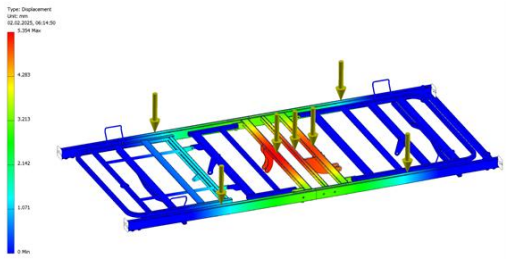
| Element | Wersja standardowa | Wersja do intensywnego mycia |
|---|---|---|
| Konstrukcja stalowa | S235JRH / E220+CR2 | S235JRH / E220+CR2 |
| Elementy osłonowe | materiał wybrany dla wersji standardowej | CDF / HPL |
| Barierki | drewno + standardowa okleina | drewno + folia z tworzywa + zabezpieczenie końców |
| Powłoka konstrukcji | standardowe zabezpieczenie firmy | KTL + powłoka końcowa do weryfikacji |
| Siłowniki | obecny standard | wersja o podwyższonej ochronie |
| Sterowanie | obecny system | rozwiązanie odporne na proces mycia |
| Profile stalowe | standardowa konstrukcja | rozwiązania umożliwiające odpływ wody |
| Czyszczenie | ręczne / standardowa dezynfekcja | mycie automatyczne / intensywne |
| Weryfikacja | standardowe badania | dodatkowe próby mycia |

### Wynik doboru materiałów i technologii

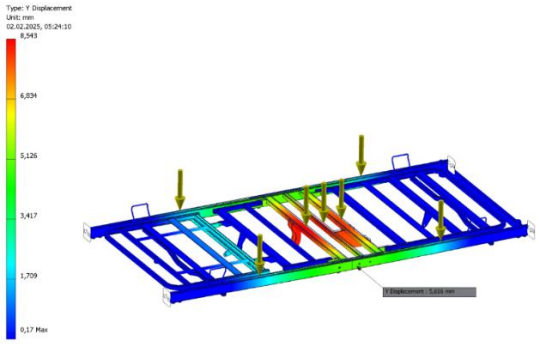
Na podstawie przeprowadzonej analizy przyjęto wykorzystanie wspólnej konstrukcji bazowej dla obu wariantów łóżka. Podstawowe elementy nośne będą wykonywane ze stali S235JRH oraz E220+CR2, zgodnie ze standardami materiałowymi stosowanymi w przedsiębiorstwie. Różnice pomiędzy wariantem standardowym a wariantem przeznaczonym do intensywnego mycia będą dotyczyły przede wszystkim materiałów elementów osłonowych, sposobu wykończenia barierek, zabezpieczenia antykorozyjnego konstrukcji, komponentów elektrycznych oraz rozwiązań umożliwiających skuteczne odprowadzanie wody. Takie rozwiązanie pozwala zachować wspólną bazę konstrukcyjną i ograniczyć wzrost kosztów produkcji, jednocześnie umożliwiając przygotowanie rozszerzonego wariantu przeznaczonego do mycia automatycznego.

d. Analiza wytrzymałościowa MES. Modyfikacja i optymalizacja konstrukcji

W celu weryfikacji poprawności przyjętych założeń konstrukcyjnych oraz oceny projektowanego wyrobu przeprowadzono analizę wytrzymałościową z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES). Analiza numeryczna stanowiła integralny element procesu projektowego i była wykorzystywana do identyfikacji obszarów krytycznych oraz modyfikacji geometrii konstrukcji. Model obliczeniowy opracowano na podstawie przygotowanego modelu geometrycznego konstrukcji. W modelu MES zdefiniowano właściwości materiałowe poszczególnych elementów, warunki brzegowe odpowiadające sposobowi podparcia i współpracy elementów konstrukcji oraz obciążenia odzwierciedlające przewidywane warunki eksploatacyjne. Model poddano dyskretyzacji z wykorzystaniem siatki elementów skończonych, przy czym w obszarach spodziewanych koncentracji naprężeń oraz w miejscach istotnych z punktu widzenia sztywności konstrukcji zastosowano odpowiednie zagęszczenie siatki. Weryfikacja modelu leża łóżka została wykonana poprzez porównanie wartości uzyskanych w symulacji z testami fizycznymi (test obciążenia statycznego).



*Rys. 67 Mapa przemieszczeń osi Y dla obciążenia 405kg*



*Rys. 68Mapa przemieszczeń osi Y dla obciążenia 646kg*

Testy obciążenia statycznego zawierają zbliżone wartości z realnymi testami wykonanymi na łóżku. Porównanie pokazano w tabeli poniżej:

| | **405kg** | **646kg** |
|---|---|---|
| **Przemieszczenia uzyskane w symulacji [mm]** | 3,5 | 5,6 |
| **Przemieszczenia uzyskane w testach fiz. [mm]** | 3 | 4,9 |

W pierwszym etapie analizy oceniono rozkład naprężeń zredukowanych, przemieszczeń oraz odkształceń konstrukcji. Szczególną uwagę zwrócono na obszary połączeń, zmian przekroju, otworów technologicznych, elementów podporowych oraz pozostałych miejsc, w których ze względu na geometrię i sposób przenoszenia obciążenia mogły występować lokalne koncentracje naprężeń. Uzyskane wyniki umożliwiły identyfikację elementów konstrukcji charakteryzujących się największym stopniem wytężenia oraz obszarów wykazujących nadmierną podatność. Analiza MES została następnie wykorzystana jako narzędzie wspomagające modyfikację konstrukcji. W miejscach wymagających zwiększenia sztywności rozważano zastosowanie dodatkowych wzmocnień lub zmianę grubości elementów. Jednocześnie analizowano obszary charakteryzujące się niewielkim stopniem wykorzystania materiału, w których możliwa była redukcja masy konstrukcji bez pogorszenia wymaganych parametrów wytrzymałościowych. Proces modyfikacji miał charakter iteracyjny. Po każdej istotnej zmianie geometrii wykonywano ponowną analizę MES i porównywano wartości maksymalnych naprężeń, przemieszczeń oraz rozkład obciążenia w konstrukcji z wynikami wariantu poprzedniego. Pozwalało to na ocenę rzeczywistego wpływu wprowadzanych zmian, a nie wyłącznie na ich jakościową ocenę wynikającą z doświadczenia projektowego.

W rezultacie analiza metodą elementów skończonych nie pełniła wyłącznie funkcji końcowej weryfikacji zaprojektowanej konstrukcji. Wyniki kolejnych analiz były podstawą do podejmowania decyzji dotyczących zmian geometrii, sposobu wzmocnienia wybranych obszarów oraz redukcji materiału w strefach niewykazujących wysokiego stopnia wytężenia. Takie podejście umożliwiło uzyskanie rozwiązania stanowiącego kompromis pomiędzy wymaganiami wytrzymałościowymi, sztywnością, masą, technologicznością wykonania oraz bezpieczeństwem eksploatacji.

Ostateczny wariant konstrukcji został przyjęty po potwierdzeniu, że dla analizowanych przypadków obciążenia wartości naprężeń i przemieszczeń mieściły się w założonych kryteriach dopuszczalnych, a wprowadzone modyfikacje nie powodowały powstawania nowych, nieakceptowalnych obszarów koncentracji naprężeń. Wyniki analizy MES stanowiły tym samym ilościowe uzasadnienie wyboru finalnej postaci konstrukcyjnej.

e. Opracowanie konstrukcji

Konstrukcję łóżka opracowano z wykorzystaniem materiałów i technologii określonych w poprzednich etapach. Szczególnie z uwzględnieniem wyników analizy wytrzymałościowej. W

dalszej części przedstawiono podstawowe elementy konstrukcji wraz z zastosowanymi materiałami, przekrojami oraz grubościami ścianek.

*Tabela 27 Specyfikacja materiałowo-konstrukcyjna*

| Element konstrukcji | Materiał | Profil / półfabrykat | Wymiar |
|---|---|---|---|
| **Rama podstawy** | S235JRH | Profil stalowy | 40x20x2 |
| **Rama leża** | E220+CR2 | Profil stalowy | 40x20x2 |
| **Poprzeczki ramy** | E220+CR2 | Profil stalowy | 30x30x2 |
| **Ramiona mechanizmu podnoszenia** | S235JRH / E220+CR2 | Profil stalowy | 30x30x2 |
| **Mocowania siłowników** | S235JRH | Płaskownik | - |
| **Szczyty łóżka** | CDF / HPL | płyta | - |
| **Barierki** | drewno | element dostawcy | - |

f. Podsumowanie prac projektowych

W ramach części konstrukcyjnej opracowano koncepcję łóżka umożliwiającego regulację wysokości całej platformy oraz zmianę jej nachylenia. Podstawę konstrukcji stanowi rama dolna połączona z ramą górną za pomocą mechanizmów nożycowych. Zastosowany układ pozwala zarówno na zmianę wysokości leża, jak i jego wychylenie, w tym uzyskanie pozycji Trendelenburga i anty-Trendelenburga. Platformę leża podzielono na ruchome sekcje, co umożliwia zmianę ułożenia pacjenta oraz dostosowanie konfiguracji łóżka do wykonywanej czynności.

Dobór materiałów i technologii wykonania przeprowadzono z uwzględnieniem możliwości produkcyjnych przedsiębiorstwa oraz założenia maksymalnego wykorzystania stosowanych już materiałów, półfabrykatów i procesów technologicznych. Dla elementów stalowych przyjęto zastosowanie stali S235JRH oraz E220+CR2, zależnie od funkcji elementu, wymaganej dokładności wykonania i rodzaju półfabrykatu. Takie rozwiązanie umożliwia wykorzystanie istniejącego zaplecza technologicznego oraz ograniczenie kosztów wdrożenia nowej konstrukcji.

Przeanalizowano również materiały przeznaczone na elementy osłonowe i wykończeniowe. Rozpatrywano MDF, HDF, CDF oraz HPL, uwzględniając ich właściwości mechaniczne, odporność na wilgoć i możliwość zastosowania w dwóch wariantach konstrukcji: standardowym oraz przeznaczonym do intensywnego mycia. Dla wariantu o zwiększonej

odporności na wilgoć jako szczególnie korzystne wskazano CDF i HPL, natomiast dla elementów drewnianych przewidziano zastosowanie odpowiednich oklein i dodatkowego zabezpieczenia powierzchni.

Dla wariantu przeznaczonego do intensywnego mycia uwzględniono dodatkowe wymagania dotyczące ochrony antykorozyjnej, szczelności komponentów elektrycznych oraz możliwości odprowadzania wody z konstrukcji. Rozpatrzono zastosowanie powłoki KTL w połączeniu z malowaniem proszkowym, komponentów elektrycznych o podwyższonej odporności na wodę oraz odpowiedniego ukształtowania profili i otworów odpływowych.

Na podstawie przeprowadzonej analizy przyjęto wspólną bazę konstrukcyjną dla wersji standardowej i wersji przeznaczonej do intensywnego mycia. Różnice pomiędzy wariantami dotyczą przede wszystkim materiałów osłonowych, zabezpieczenia antykorozyjnego, wykończenia barierek, komponentów elektrycznych oraz rozwiązań ułatwiających odprowadzanie wody. Pozwala to ograniczyć konieczność tworzenia dwóch całkowicie odmiennych konstrukcji i jednocześnie dostosować wyrób do różnych warunków eksploatacji.

Istotnym etapem opracowania konstrukcji była analiza wytrzymałościowa metodą elementów skończonych. Model MES wykorzystano nie tylko do końcowej weryfikacji konstrukcji, ale również do identyfikacji obszarów o największym wytężeniu, modyfikacji geometrii, zwiększania sztywności oraz redukcji materiału w miejscach o niewielkim stopniu wykorzystania. Proces miał charakter iteracyjny, a po kolejnych zmianach konstrukcyjnych wykonywano ponowne obliczenia.

Wyniki analizy numerycznej porównano z fizycznymi próbami obciążenia statycznego prototypu. Dla obciążenia 405 kg przemieszczenie uzyskane w symulacji wyniosło 3,5 mm, natomiast w teście fizycznym 3,0 mm. Dla obciążenia 646 kg wartości te wyniosły odpowiednio 5,6 mm i 4,9 mm. Zbliżone wyniki symulacji i badań fizycznych potwierdziły poprawność przyjętego modelu obliczeniowego oraz zasadność wykorzystania MES w procesie projektowym.

Ostatecznie opracowano finalną postać konstrukcji łóżka z określeniem podstawowych materiałów i elementów konstrukcyjnych. Przyjęte rozwiązanie stanowi kompromis pomiędzy wymaganiami wytrzymałościowymi, sztywnością, masą konstrukcji, technologicznością wykonania, możliwością produkcji w przedsiębiorstwie oraz wymaganiami związanymi z eksploatacją i czyszczeniem wyrobu.

# 9. Wnioski końcowe

Celem pracy była ocena wpływu pozycji roboczej na obciążenie odcinka lędźwiowego kręgosłupa podczas wykonywania wybranych czynności związanych z przemieszczaniem pacjenta. Analizę przeprowadzono z wykorzystaniem trzech podejść obliczeniowych: uproszczonego modelu analitycznego opartego na założeniach modelu Schultza, modelu układu mięśniowo-szkieletowego opracowanego w środowisku AnyBody oraz analizy numerycznej metodą elementów skończonych wykonanej w środowisku ANSYS. Składowe sił i momentów wyznaczone w programie AnyBody na poziomie T12–L1 wykorzystano następnie jako dane wejściowe do analiz MES.

W analizie uwzględniono dwie wysokości pozycji roboczej, określane jako pozycja wysoka i pozycja niska, oraz różne warianty wykonywanych czynności. W modelu AnyBody rozpatrzono uniesienie głowy oraz obrót pacjenta, zarówno bez uwzględnienia sił działających przez dłonie, jak i z ich uwzględnieniem. Pozwoliło to ocenić wpływ nie tylko wysokości pozycji roboczej, ale również obciążeń przenoszonych przez kończyny górne.

Wyniki obliczeń analitycznych wykazały, że przejście z pozycji wysokiej do pozycji niskiej powodowało zmniejszenie całkowitego momentu zewnętrznego z 94,90 Nm do 67,73 Nm, czyli o około 28,6%. Siła generowana przez mięsień prostownik grzbietu oraz mięsień wielodzielny zmniejszyła się o około 25,8%. Siła ścinająca została zredukowana o około 21,9%, natomiast całkowita kompresja na poziomie L4–L5 zmniejszyła się z 2084,19 N do 1683,07 N, co odpowiada redukcji o około 19,2%.

Podobną tendencję uzyskano w modelu AnyBody. We wszystkich analizowanych wariantach kompresja na poziomie L4–L5 była niższa dla pozycji niskiej niż dla pozycji wysokiej. W przypadku uniesienia głowy redukcja wyniosła około 5,5% bez uwzględnienia sił dłoni oraz około 10,0% po ich uwzględnieniu. Podczas obrotu pacjenta różnica była większa i wyniosła około 27,5% bez uwzględnienia sił dłoni oraz około 20,7% po ich uwzględnieniu. Wyniki te wskazują, że korzyść wynikająca ze zmiany pozycji roboczej zależy od rodzaju wykonywanej czynności.

Jednocześnie uwzględnienie sił działających przez dłonie powodowało wzrost kompresji na poziomie L4–L5 we wszystkich analizowanych przypadkach. W zależności od pozycji oraz rodzaju czynności wzrost ten wynosił od około 23,2% do 35,5%. Oznacza to, że siły przenoszone przez kończyny górne podczas kontaktu z pacjentem stanowią istotny element całkowitego obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego. Ocena ergonomii pracy powinna

zatem uwzględniać nie tylko ustawienie tułowia, ale również wartości sił wymaganych do podnoszenia, podtrzymywania i przemieszczania pacjenta.

W analizie metodą elementów skończonych uwzględniono przypadki rotacji, zginania bocznego, zginania w przód oraz zginania w tył. Uzyskane wyniki w większości przypadków potwierdziły tendencję obserwowaną wcześniej w modelu analitycznym oraz w modelu AnyBody. Przejście z pozycji wysokiej do pozycji niskiej prowadziło do zmniejszenia przemieszczeń i naprężeń we wszystkich analizowanych kierunkach obciążenia.

W przypadku rotacji przemieszczenie zmniejszyło się z 3,42 mm w pozycji wysokiej do 2,12 mm w pozycji niskiej. Naprężenie zmniejszyło się z 235,96 MPa do 141,92 MPa, natomiast odkształcenie z 0,27 do 0,16 mm/mm. Wyniki te wskazują na wyraźne zmniejszenie odpowiedzi mechanicznej modelu po przejściu do pozycji niskiej.

Dla zginania bocznego przemieszczenie zmniejszyło się z 2,75 mm do 1,58 mm, natomiast naprężenie z 181,17 MPa do 145,42 MPa. Odmienną zależność uzyskano jednak dla odkształcenia, które wzrosło z 0,07 mm/mm w pozycji wysokiej do 0,10 mm/mm w pozycji niskiej. Może to wskazywać na zmianę lokalnego rozkładu odkształceń w modelu, mimo jednoczesnego zmniejszenia przemieszczenia oraz naprężenia.

W przypadku zginania w przód dla pozycji wysokiej uzyskano przemieszczenie wynoszące 10,48 mm, naprężenie 341,03 MPa oraz odkształcenie 0,647 mm/mm. W pozycji niskiej wartości te zmniejszyły się odpowiednio do 5,63 mm, 149,08 MPa oraz 0,23 mm/mm. Spośród wszystkich analizowanych wariantów właśnie zginanie w przód w pozycji wysokiej charakteryzowało się największą wartością naprężenia i odkształcenia.

Podczas zginania w tył przemieszczenie dla pozycji wysokiej wyniosło 10,64 mm, naprężenie 295,79 MPa, natomiast odkształcenie 0,41 mm/mm. W pozycji niskiej wartości te zmniejszyły się odpowiednio do 6,56 mm, 222,41 MPa oraz 0,38 mm/mm. Największe przemieszczenie spośród wszystkich wariantów analizy MES uzyskano więc dla zginania w tył w pozycji wysokiej.

Oznacza to, że nie można wskazać jednego wariantu jako najbardziej niekorzystnego w odniesieniu do wszystkich ocenianych parametrów. Zginanie w tył w pozycji wysokiej było najbardziej niekorzystne pod względem maksymalnego przemieszczenia, natomiast zginanie w przód w pozycji wysokiej prowadziło do największych wartości naprężenia oraz odkształcenia.

Wyniki wskazują więc, że ocena obciążenia powinna obejmować jednocześnie kilka parametrów mechanicznych, a nie opierać się wyłącznie na jednej wartości.

Należy również uwzględnić ograniczenia przyjętego modelu MES. Model opracowany w środowisku ANSYS stanowi uproszczone odwzorowanie rzeczywistego układu biomechanicznego. W szczególności nie uwzględnia aktywnego działania mięśni stabilizujących kręgosłup, które w rzeczywistych warunkach uczestniczą w przenoszeniu i redystrybucji obciążeń. Brak odwzorowania działania mięśni może powodować, że większa część obciążenia jest przenoszona bezpośrednio przez struktury uwzględnione w modelu. Może to być jednym z czynników wpływających na uzyskanie stosunkowo wysokich lokalnych wartości naprężeń. Na wartości maksymalne mogą również oddziaływać zastosowane uproszczenia geometryczne, sposób odwzorowania kontaktów, przyjęte warunki brzegowe oraz sposób przyłożenia obciążeń.

Istotnym ograniczeniem jest także fakt, że analizowane czynności mają w rzeczywistości charakter dynamiczny, natomiast w modelu MES odwzorowano je jako statyczne stany obciążenia. Poszczególne warianty odpowiadają więc wybranym pozycjom lub chwilom wykonywanego ruchu i nie stanowią pełnej symulacji jego przebiegu w czasie. Analiza statyczna nie uwzględnia między innymi przyspieszeń, bezwładności poszczególnych segmentów ciała, zmian kierunku ruchu oraz czasowej zmienności aktywacji mięśni.

Z tego względu bezwzględne wartości naprężeń, odkształceń i przemieszczeń uzyskane w analizie MES powinny być interpretowane z ostrożnością. Szczególne znaczenie ma natomiast porównanie poszczególnych wariantów oraz obserwacja kierunku zmian wynikających ze zmiany pozycji wysokiej na pozycję niską. W tym ujęciu analiza MES umożliwia określenie, które konfiguracje prowadzą do większego lub mniejszego obciążenia analizowanego modelu, nawet jeśli wartości maksymalne nie powinny być bezpośrednio utożsamiane z rzeczywistymi wartościami występującymi w organizmie człowieka.

Zestawienie wyników uzyskanych za pomocą wszystkich trzech metod wskazuje na spójny ogólny kierunek zmian. Pozycja niska w większości analizowanych wariantów prowadziła do zmniejszenia momentów, sił, kompresji, przemieszczeń oraz naprężeń. Jednocześnie skala tego efektu zależała od rodzaju wykonywanej czynności, kierunku obciążenia oraz analizowanego parametru. Wyniki MES wskazały ponadto, że zmniejszenie parametrów globalnych nie musi oznaczać zmniejszenia wszystkich parametrów lokalnych, czego przykładem jest wzrost odkształcenia podczas zginania bocznego w pozycji niskiej.

Poszczególne metody wykorzystane w pracy opisują różne aspekty badanego problemu. Model analityczny umożliwia określenie podstawowych zależności pomiędzy pozycją ciała a wartościami sił i momentów. Model AnyBody uwzględnia udział układu mięśniowo-szkieletowego i pozwala na ocenę między innymi kompresji kręgosłupa oraz wpływu obciążeń przenoszonych przez kończyny górne. Analiza MES umożliwia natomiast ocenę odpowiedzi mechanicznej przyjętego modelu w postaci przemieszczeń, naprężeń oraz odkształceń. Wyniki tych metod nie powinny być więc traktowane jako bezpośrednio równoważne, natomiast zgodność ogólnego kierunku obserwowanych zmian wzmacnia wniosek dotyczący wpływu pozycji roboczej na obciążenie kręgosłupa.

Uzyskane wyniki wskazują, że wysokość i sposób przyjęcia pozycji roboczej mają istotne znaczenie dla obciążenia biomechanicznego odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Pozycja niska była w większości analizowanych przypadków korzystniejsza od pozycji wysokiej, jednak nie oznacza to, że jedna wysokość powierzchni roboczej będzie optymalna dla wszystkich wykonywanych czynności. Właściwe ustawienie powinno zależeć od charakteru zadania, kierunku wykonywanego ruchu, wartości sił działających przez kończyny górne oraz cech antropometrycznych osoby wykonującej czynność.

Wyniki stanowią przesłankę do projektowania łóżka rehabilitacyjnego umożliwiającego szeroki zakres regulacji wysokości, w tym bardzo niskie położenie platformy materaca. Takie rozwiązanie może umożliwić wykonywanie wybranych czynności w pozycji klęczącej lub półklęczącej oraz ograniczać konieczność znacznego pochylania i rotacji tułowia. Jednocześnie konstrukcja powinna umożliwiać dostosowanie wysokości powierzchni roboczej do konkretnego rodzaju wykonywanej czynności, zamiast narzucać jedną stałą pozycję.

Wnioski

1. Sposób przyjęcia pozycji roboczej podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych ma istotny wpływ na obciążenie odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Tendencję tę zaobserwowano zarówno w modelu analitycznym, modelu mięśniowo-szkieletowym AnyBody, jak i w analizie metodą elementów skończonych.
2. Przejście z pozycji wysokiej do pozycji niskiej w większości analizowanych przypadków prowadziło do zmniejszenia obciążenia. W modelu analitycznym obserwowano zmniejszenie momentu zewnętrznego, sił mięśniowych, siły ścinającej oraz kompresji, natomiast w analizie MES zmniejszenie przemieszczeń i naprężeń występowało dla wszystkich analizowanych kierunków obciążenia.

3. Korzyść wynikająca z zastosowania pozycji niskiej zależy od rodzaju wykonywanej czynności. Szczególnie wyraźny wpływ zmiany pozycji zaobserwowano podczas obrotu pacjenta w modelu AnyBody oraz podczas zginania w przód w analizie MES. Oznacza to, że optymalne warunki pracy powinny być dobierane do konkretnego zadania, a nie wyłącznie do wzrostu osoby wykonującej czynność.

4. Obciążenia przenoszone przez kończyny górne podczas kontaktu z pacjentem stanowią istotny element całkowitego obciążenia kręgosłupa. Uwzględnienie sił działających przez dłonie powodowało w modelu AnyBody wzrost kompresji na poziomie L4–L5 o około 23,2–35,5%, w zależności od analizowanego wariantu.

5. Najbardziej obciążającymi wariantami w analizie MES były zginanie w przód oraz zginanie w tył. Największe przemieszczenie wynoszące 10,64 mm uzyskano podczas zginania w tył w pozycji wysokiej, natomiast największe naprężenie wynoszące 341,03 MPa oraz największe odkształcenie wynoszące 0,647 mm/mm wystąpiły podczas zginania w przód w pozycji wysokiej.

6. Nie można wskazać jednego wariantu jako najbardziej niekorzystnego dla wszystkich analizowanych parametrów. Rodzaj najbardziej obciążającego przypadku zależy od tego, czy oceniane jest przemieszczenie, naprężenie czy odkształcenie.

7. Pozycja niska nie powodowała jednakowej redukcji wszystkich lokalnych parametrów mechanicznych. W przypadku zginania bocznego, pomimo zmniejszenia przemieszczenia oraz naprężenia, odkształcenie wzrosło z 0,07 do 0,10 mm/mm. Ocena ergonomiczności pozycji roboczej nie powinna więc opierać się wyłącznie na jednym parametrze.

8. Model MES stanowi uproszczone odwzorowanie rzeczywistego układu biomechanicznego i nie uwzględnia aktywnego działania mięśni stabilizujących kręgosłup. Brak udziału mięśni w przenoszeniu i redystrybucji obciążeń może być jednym z czynników prowadzących do uzyskania wysokich lokalnych wartości naprężeń.

9. Wartości maksymalne uzyskane w analizie MES mogą być również zależne od przyjętych uproszczeń geometrycznych, warunków brzegowych, sposobu odwzorowania kontaktów oraz sposobu przyłożenia obciążeń. Z tego względu

bezwzględne wartości naprężeń należy interpretować ostrożnie, a większą uwagę należy zwracać na różnice pomiędzy analizowanymi wariantami.

10. Analizowane czynności mają charakter dynamiczny, natomiast w modelu MES zostały odwzorowane za pomocą analizy statycznej. Wyniki reprezentują więc wybrane stany obciążenia podczas wykonywanego ruchu i nie uwzględniają między innymi przyspieszeń, bezwładności segmentów oraz zmian obciążenia i aktywności mięśni w czasie.

11. Zgodny ogólny kierunek zmian uzyskany przy zastosowaniu trzech różnych metod modelowania wzmacnia wniosek, że ograniczenie pochylenia tułowia oraz odpowiednia zmiana sposobu podparcia ciała mogą prowadzić do zmniejszenia obciążenia odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

12. Poszczególne zastosowane metody opisują różne aspekty analizowanego problemu i nie powinny być traktowane jako bezpośrednio równoważne. Model analityczny pozwala określić podstawowe zależności biomechaniczne, model AnyBody uwzględnia pracę układu mięśniowo-szkieletowego, natomiast analiza MES pozwala ocenić przemieszczenia, naprężenia i odkształcenia dla zadanych warunków obciążenia.

13. Wyniki badań uzasadniają zastosowanie w projektowanym łóżku rehabilitacyjnym szerokiego zakresu regulacji wysokości, obejmującego również bardzo niskie położenie platformy materaca, umożliwiające wykonywanie wybranych czynności w pozycji klęczącej lub półklęczącej.

14. Projektowane rozwiązanie powinno umożliwiać takie ustawienie pacjenta i powierzchni roboczej, które ogranicza konieczność nadmiernego pochylenia, zginania i rotacji tułowia oraz zmniejsza wartości sił przenoszonych przez kończyny górne.

15. Szczególną uwagę należy zwrócić na ograniczanie warunków prowadzących do znacznego zginania w przód i w tył, ponieważ w analizie MES właśnie te warianty prowadziły do największych wartości przemieszczeń, naprężeń lub odkształceń.

16. Projektowane łóżko rehabilitacyjne powinno być traktowane jako element aktywnie wspomagający ergonomię pracy personelu, a nie wyłącznie jako urządzenie służące do pozycjonowania pacjenta.

17. Połączenie modelu analitycznego, modelowania mięśniowo-szkieletowego oraz analizy metodą elementów skończonych umożliwiło ocenę badanego problemu na różnych

poziomach uproszczenia. Dzięki temu możliwe było powiązanie zmian pozycji roboczej zarówno z obciążeniami układu mięśniowo-szkieletowego, jak i z odpowiedzią mechaniczną analizowanego modelu.

# 10. Kierunek dalszych badań

W dalszym etapie zasadne byłoby przeprowadzenie analiz parametrycznych pozwalających określić optymalny zakres regulacji wysokości łóżka oraz położenia poszczególnych jego segmentów. Analizy takie mogłyby obejmować różne wartości wzrostu użytkownika, różne pozycje pacjenta oraz odmienne rodzaje czynności. Pozwoliłoby to na sformułowanie wymagań konstrukcyjnych dla projektowanego rozwiązania.

Istotnym kierunkiem dalszych prac jest także rozszerzenie analizy o większą liczbę osób badanych, różniących się wzrostem, masą ciała, płcią oraz budową anatomiczną. Pozwoliłoby to ocenić wpływ cech antropometrycznych na uzyskiwane wartości sił mięśniowych i obciążeń kręgosłupa, a następnie wykorzystać te dane do określenia zakresu regulacji projektowanej konstrukcji.

Dalsze badania mogą również obejmować walidację modelu AnyBody na podstawie danych eksperymentalnych, w szczególności pomiarów aktywności mięśni z wykorzystaniem elektromiografii powierzchniowej. Porównanie wyników symulacji z rzeczywistą aktywnością mięśniową umożliwiłoby ocenę dokładności przyjętego modelu.

Warto również przeprowadzić analizę dynamiczną uwzględniającą przebieg obciążenia w czasie. Rzeczywiste czynności związane z przemieszczaniem pacjenta mają charakter dynamiczny, dlatego uwzględnienie pełnego przebiegu ruchu pozwoliłoby na wyznaczenie maksymalnych wartości obciążeń oraz określenie, które fazy ruchu powinny być w największym stopniu wspomagane przez konstrukcję łóżka.

# 11. Streszczenie

**Tytuł pracy: „Modelowanie obciążeń lędźwiowego kręgosłupa człowieka podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych osób niepełnosprawnych na potrzeby wdrożenia nowego modelu łóżka rehabilitacyjnego”**

Praca dotyczy oceny i modelowania obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego personelu podczas wykonywania czynności pielęgnacyjnych u osób o ograniczonej mobilności, ze szczególnym uwzględnieniem odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa. Celem rozprawy było określenie wpływu sposobu wykonywania wybranych czynności pielęgnacyjnych na obciążenie personelu oraz wykorzystanie uzyskanych wyników do opracowania nowej konstrukcji łóżka rehabilitacyjnego.

W ramach pracy przeprowadzono badania ankietowe wśród pracowników szpitala, badania biomechaniczne wybranych czynności wykonywanych przy pacjencie oraz analizy modelowe. Do oceny obciążeń wykorzystano obliczenia analityczne, model mięśniowo-szkieletowy w środowisku AnyBody Modeling System oraz model numeryczny odcinka lędźwiowego kręgosłupa opracowany metodą elementów skończonych. Analizowano czynności wykonywane przy różnych wysokościach powierzchni roboczej oraz z uwzględnieniem rzeczywistych sił występujących podczas kontaktu z pacjentem. Wyniki badań ankietowych potwierdziły powszechne występowanie dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego wśród personelu, szczególnie w obrębie odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa. Analizy biomechaniczne i modelowe wykazały, że zmiana pozycji roboczej oraz sposobu podparcia ciała może prowadzić do ograniczenia obciążeń działających na odcinek lędźwiowy.

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano założenia projektowe i opracowano koncepcję nowego łóżka rehabilitacyjnego typu floor-bed. Konstrukcja umożliwia uzyskanie bardzo niskiego położenia platformy materaca oraz zmianę wysokości powierzchni roboczej w zależności od sposobu wykonywania czynności pielęgnacyjnych. Opracowane rozwiązanie poddano analizom wytrzymałościowym i przygotowano do dalszej weryfikacji oraz wdrożenia.

Uzyskane wyniki wskazują, że połączenie analiz biomechanicznych z procesem projektowania urządzeń rehabilitacyjnych może stanowić podstawę do opracowania rozwiązań ograniczających obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego personelu podczas opieki nad osobami o ograniczonej mobilności.

**Słowa kluczowe**: biomechanika, kręgosłup lędźwiowy, czynności pielęgnacyjne, obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego, AnyBody Modeling System, metoda elementów skończonych, łóżko rehabilitacyjne.

# 12. Abstract

**Title of the thesis: “Modelling the loads of the lumbar spine during care activities for people with disabilities for the implementation of a new rehabilitation bed model”**

The dissertation addresses the assessment and modelling of musculoskeletal loading in healthcare personnel during care-related activities involving persons with limited mobility, with particular emphasis on loading of the lumbosacral spine. The aim of the study was to determine the influence of the manner in which selected care activities are performed on musculoskeletal loading in healthcare personnel and to use the obtained results to develop a new rehabilitation bed design.

The study included a questionnaire survey conducted among hospital employees, biomechanical investigations of selected patient care activities, and computational modelling. Musculoskeletal loading was assessed using analytical calculations, a musculoskeletal model developed in the AnyBody Modeling System, and a numerical model of the lumbar spine created using the finite element method. Activities performed at different working surface heights were analysed, taking into account the actual forces occurring during contact with the patient. The questionnaire survey confirmed a high prevalence of musculoskeletal complaints among healthcare personnel, particularly in the lumbosacral region. The biomechanical and modelling analyses demonstrated that changes in working posture and body support conditions may contribute to reducing lumbar spine loading.

Based on the obtained results, design assumptions were formulated and a concept for a new *floor-bed* rehabilitation bed was developed. The design enables the mattress platform to be lowered to a very low position and the working height to be adjusted depending on the manner in which care activities are performed. The developed solution was subjected to structural analyses and prepared for further verification and implementation.

The obtained results indicate that combining biomechanical analyses with the design process of rehabilitation equipment may provide a basis for developing solutions aimed at reducing musculoskeletal loading in healthcare personnel while caring for persons with limited mobility.

**Keywords:** biomechanics, lumbar spine, patient care activities, musculoskeletal loading, AnyBody Modeling System, finite element method, rehabilitation bed.

# 13. Bibliografia


[1] C. Pezowicz, *Biomechanika kręgosłupa*. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2019.

[2] F. Paulsen i J. Waschke, Red., „Ogólne pojęcia anatomiczne. Narządy ruchu", w *Sobotta Atlas anatomii człowieka*, Wyd. 4 pol. (23 niem.)., t. 1, Wroclaw: Elsevier Urban & Partner, 2012.

[3] M. Gzik, *Biomechanika kręgosłupa człowieka*. Gliwice: Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2007.

[4] R. Będziński, *Biomechanika Inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.

[5] A. Bochenek i M. Reicher, *Anatomia człowieka. Tom I*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 1990.

[6] S. McGill i J. Sytar, *Mechanika zdrowych pleców*, I, Dodruk 2020. Galaktyka, 2018.

[7] „Repozytorium modeli zarządzanych przez AnyBody". 20 września 2026. [Online]. Dostępne na: https://www.anybodytech.com/software/ammr/

[8] G. Cortis, A. Agostinelli, i L. Cortese, „Structural finite element analysis of the lumbar spine applied to the conceptual design of a compliant interbody cage implant", *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, t. 175, s. 107314, mar. 2026, doi: 10.1016/j.jmbbm.2025.107314.

[9] M. Ahmadi *et al.*, „Integrating finite element analysis and physics-informed neural networks for biomechanical modeling of the human lumbar spine", *North Am. Spine Soc. J. NASSJ*, t. 22, s. 100598, cze. 2025, doi: 10.1016/j.xnsj.2025.100598.

[10] K. Pradeep, B. Pal, K. Mukherjee, i G. M. Shetty, „Finite element analysis of implanted lumbar spine: Effects of open laminectomy plus PLF and open laminectomy plus TLIF surgical approaches on L3-L4 FSU", *Med. Eng. Phys.*, t. 128, s. 104178, cze. 2024, doi: 10.1016/j.medengphy.2024.104178.

[11] T. Wiczenbach, L. Pachocki, K. Daszkiewicz, P. Łuczkiewicz, i W. Witkowski, „Development and validation of lumbar spine finite element model", *PeerJ*, t. 11, s. e15805, sie. 2023, doi: 10.7717/peerj.15805.

[12] Q. Zhang, T. Chon, Y. Zhang, J. S. Baker, i Y. Gu, „Finite element analysis of the lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis subjected to different loads", *Comput. Biol. Med.*, t. 136, s. 104745, wrz. 2021, doi: 10.1016/j.compbiomed.2021.104745.

[13] M. Cho *et al.*, „Biomechanical Effects of Different Sitting Postures and Physiologic Movements on the Lumbar Spine: A Finite Element Study", *Bioengineering*, t. 10, nr 9, s. 1051, wrz. 2023, doi: 10.3390/bioengineering10091051.

[14] M. Ahmadi *et al.*, „Automated Finite Element Modeling of the Lumbar Spine: A Biomechanical and Clinical Approach to Spinal Load Distribution and Stress Analysis", *World Neurosurg.*, t. 201, s. 124236, wrz. 2025, doi: 10.1016/j.wneu.2025.124236.

[15] M. Gzik, K. Joszko, i J. Pieniążek, „BADANIA MODELOWE W OCENIE STANU FIZYCZNEGO KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO PO LECZENIU KRĘGOZMYKU".

[16] K. Joszko, M. Gzik, W. Wolański, B. Gzik-Zroska, i E. Kawlewska, „Biomechanical evaluation of human lumbar spine in spondylolisthesis", *J. Appl. Biomed.*, t. 16, nr 1, s. 51–58, lut. 2018, doi: 10.1016/j.jab.2017.10.004.

[17] T. Liu, K. Khalaf, S. Naserkhaki, i M. El-Rich, „Load-sharing in the lumbosacral spine in neutral standing & flexed postures – A combined finite element and inverse static study", *J. Biomech.*, t. 70, s. 43–50, mar. 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.10.033.

[18] J. H. Skotte, M. Essendrop, A. F. Hansen, i B. Schibye, „A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks", *J. Biomech.*, t. 35, nr 10, s. 1357–1366, paź. 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00181-1.

[19] S. Hignett, „Intervention strategies to reduce musculoskeletal injuries associated with handling patients: a systematic review", *Occup. Environ. Med.*, t. 60, nr 9, s. e6, wrz. 2003, doi: 10.1136/oem.60.9.e6.

[20] J. A. Engels, J. W. van der Gulden, T. F. Senden, i B. van't Hof, „Work related risk factors for musculoskeletal complaints in the nursing profession: results of a questionnaire survey.", *Occup. Environ. Med.*, t. 53, nr 9, s. 636–641, wrz. 1996, doi: 10.1136/oem.53.9.636.
[21] A. Gilchrist i A. Pokorná, „Prevalence of musculoskeletal low back pain among registered nurses: Results of an online survey", *J. Clin. Nurs.*, t. 30, nr 11–12, s. 1675–1683, cze. 2021, doi: 10.1111/jocn.15722.
[22] A. Gilchrist, D. Macková, i A. Pokorná, „Cross-cultural comparison of low back pain in the nursing workforce: A pilot study", *Int. J. Nurs. Pract.*, t. 30, nr 6, s. e13292, 2024, doi: 10.1111/ijn.13292.
[23] S.-H. Shieh, F.-C. Sung, C.-H. Su, Y. Tsai, i V. C.-R. Hsieh, „Increased low back pain risk in nurses with high workload for patient care: A questionnaire survey", *Taiwan. J. Obstet. Gynecol.*, t. 55, nr 4, s. 525–529, sie. 2016, doi: 10.1016/j.tjog.2016.06.013.
[24] A. E. Roseline Diatta, M. Cisse, B. B. Diedhiou, i M. Ndiaye, „Prevalence and risks factors of low back pain among Senegalese caregivers in 2018", *Saf. Health Work*, t. 13, s. S153–S154, sty. 2022, doi: 10.1016/j.shaw.2021.12.1231.
[25] E. Simonin *et al.*, „Patient factors associated with caregiver burden in informal caregivers of older adults with cancer: A multicentre cross-sectional study", *J. Geriatr. Oncol.*, t. 17, nr 4, s. 102973, maja 2026, doi: 10.1016/j.jgo.2026.102973.
[26] J. Straub *et al.*, „The burden of back pain on hospital staff in a maximum care facility in Germany – a survey", *Brain Spine*, t. 5, s. 104338, 2025, doi: 10.1016/j.bas.2025.104338.
[27] B. Skela-Savič, K. Pesjak, i S. Hvalič-Touzery, „Low back pain among nurses in Slovenian hospitals: cross-sectional study", *Int. Nurs. Rev.*, t. 64, nr 4, s. 544–551, 2017, doi: 10.1111/inr.12376.
[28] C. Passali, D. Maniopoulou, I. Apostolakis, i I. Varlamis, „Work-related musculoskeletal disorders among Greek hospital nursing professionals: A cross-sectional observational study", *Work*, t. 61, nr 3, s. 489–498, 2018, doi: 10.3233/WOR-182812.
[29] D. Bernal, J. Campos-Serna, A. Tobias, S. Vargas-Prada, F. G. Benavides, i C. Serra, „Work-related psychosocial risk factors and musculoskeletal disorders in hospital nurses and nursing aides: A systematic review and meta-analysis", *Int. J. Nurs. Stud.*, t. 52, nr 2, s. 635–648, lut. 2015, doi: 10.1016/j.ijnurstu.2014.11.003.
[30] M. Grześkowiak, Ł. Pawik, A. Schabowska, F. Fink-Lwow, i M. Pawik, „The locomotor system of professionally active nurses – original research results", *Occup. Saf. – Sci. Pract.*, t. 574, nr 7, s. 16–20, lip. 2019, doi: 10.5604/01.3001.0013.2787.
[31] E. Teeple, J. E. Collins, S. Shrestha, J. T. Dennerlein, E. Losina, i J. N. Katz, „Outcomes of Safe Patient Handling and Mobilization Programs: A Meta-Analysis", *Work Read. Mass*, t. 58, nr 2, s. 173–184, 2017, doi: 10.3233/WOR-172608.
[32] N. Hasheminejad, M. Amirmahani, i S. Tahernejad, „Biomechanical evaluation of midwifery tasks and its relationship with the prevalence of musculoskeletal disorders", *Heliyon*, t. 9, nr 9, s. e19442, wrz. 2023, doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e19442.
[33] M. Gałczyk i W. Kułak, „Selected risk factors and the occurrence of back pain in nurses", *Nurs. Public Health*, t. 9, nr 4, s. 265–271, grud. 2019, doi: 10.17219/pzp/106214.
[34] F. Serranheira, T. Cotrim, V. Rodrigues, C. Nunes, i A. Sousa-Uva, „Nurses' working tasks and MSDs back symptoms: results from a national survey", *WORK*, t. 41, nr S1, s. 2449–2451, mar. 2012, doi: 10.3233/WOR-2012-0479-2449.
[35] R. E. Larson, A. W. Johnson, D. Bruening, S. T. Ridge, i U. H. Mitchell, „Low back pain and lumbar multifidus cross-sectional area, multifidus activation, and low back force in healthcare workers", *Int. J. Ind. Ergon.*, t. 88, s. 103279, mar. 2022, doi: 10.1016/j.ergon.2022.103279.
[36] Y. Yang, J. Li, H. Wang, Y. Liu, X. Wang, i S. Yuan, „Factors Contributing to Muscle Fatigue of Low Back Region in ICU Nurses: A Qualitative Study", *Nurs. Open*, t. 12, nr 3, s. e70146, 2025, doi: 10.1002/nop2.70146.
[37] S. FREITAG, R. ELLEGAST, M. DULON, i A. NIENHAUS, „Quantitative Measurement of Stressful Trunk Postures in Nursing Professions", *Ann. Occup. Hyg.*, t. 51, nr 4, s. 385–395, cze. 2007, doi: 10.1093/annhyg/mem018.
[38] Y. Omura, Y. Yamagami, Y. Hirota, E. Nakatani, T. Tsujimoto, i T. Inoue, „Evaluation of the effectiveness of the sliding sheet in repositioning care in terms of working time and subjective

fatigue: A comparative study with an experimental design", *Int. J. Nurs. Stud.*, t. 99, s. 103389, lis. 2019, doi: 10.1016/j.ijnurstu.2019.103389.

[39] „Prevention of Disabling Back Injuries in Nurses by the Use of Mechanical Patient Lift Systems - Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, Volume 14, 2004, Issue 6 - Begell House Digital Library". Dostęp: 6 października 2026. [Online]. Dostępne na: https://www.dl.begellhouse.com/journals/1bef42082d7a0fdf,16037a523da07b06,399de97714c998eb.html

[40] N. L. Noble i N. L. Sweeney, „Barriers to the Use of Assistive Devices in Patient Handling", *Workplace Health Saf.*, t. 66, nr 1, s. 41–48, sty. 2018, doi: 10.1177/2165079917697216.

[41] B. Albanesi *et al.*, „Interventions to prevent and reduce work-related musculoskeletal injuries and pain among healthcare professionals. A comprehensive systematic review of the literature", *J. Safety Res.*, t. 82, s. 124–143, wrz. 2022, doi: 10.1016/j.jsr.2022.05.004.

[42] „Can a new behaviorally oriented training process to improve lifting technique prevent occupationally related back injuries due to lifting? - PubMed". Dostęp: 6 października 2026. [Online]. Dostępne na: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17304142/

[43] T. Abdollahi *et al.*, „Effect of an Ergonomics Educational Program on Musculoskeletal Disorders in Nursing Staff Working in the Operating Room: A Quasi-Randomized Controlled Clinical Trial", *Int. J. Environ. Res. Public. Health*, t. 17, nr 19, s. 7333, sty. 2020, doi: 10.3390/ijerph17197333.

[44] A. Coskun Beyan, B. Dilek, i Y. Demiral, „The Effects of Multifaceted Ergonomic Interventions on Musculoskeletal Complaints in Intensive Care Units", *Int. J. Environ. Res. Public. Health*, t. 17, nr 10, s. 3719, sty. 2020, doi: 10.3390/ijerph17103719.

[45] „Outcomes of Safe Patient Handling and Mobilization Programs: A Meta-Analysis - PMC". Dostęp: 6 października 2026. [Online]. Dostępne na: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6138450/

[46] „Assessment of alternative methods for informal caregivers to perform patient repositioning tasks", *Appl. Ergon.*, t. 93, s. 103360, maja 2021, doi: 10.1016/j.apergo.2021.103360.

[47] R. S. Alqhtani, H. Ahmed, A. Alshahrani, A. R. Khan, i A. Khan, „Effects of Whole-Body Stretching Exercise during Lunch Break for Reducing Musculoskeletal Pain and Physical Exertion among Healthcare Professionals", *Medicina (Mex.)*, t. 59, nr 5, s. 910, maja 2023, doi: 10.3390/medicina59050910.

[48] D. A. Kuipers *et al.*, „iLift: A health behavior change support system for lifting and transfer techniques to prevent lower-back injuries in healthcare", *Int. J. Med. Inf.*, t. 96, s. 11–23, grud. 2016, doi: 10.1016/j.ijmedinf.2015.12.006.

[49] T. Rivière, T. Hulin, F. Sasangohar, i M. Zare, „Serious Games for Preventing Musculoskeletal Disorders in Occupational Settings: Scoping Review", *JMIR Serious Games*, t. 13, s. e66913, paź. 2025, doi: 10.2196/66913.

[50] S. Hellmers, A. Brinkmann, C. F. Böhlen, S. Lau, R. Diekmann, i A. Hein, „Posture and Mechanical Load Assessment During Patient Transfers", *SN Comput. Sci.*, t. 3, nr 5, s. 375, lip. 2022, doi: 10.1007/s42979-022-01263-1.

[51] J. Zyznawska, B. Ćwiertnia, i R. Madetko, „Pain in the spine professional group of nurses and midwives", *Pielęgniarstwo Chir. Angiol. Vasc. Nurs.*, t. 5, nr 2, s. 54–59, 2011.

[52] M. Maciuk, E. Krajewska-Kulak, i K. Klimaszewska, „Samoocena występowania zespołów bólowych kręgosłupa u zawodowo czynnych pielęgniarek".

[53] E. Przychodzka, R. Lorencowicz, K. Turowski, i J. Jasik, „Problem bólu kręgosłupa u czynnych zawodowo pielęgniarek".

[54] D. Wolska, K. Filipska, i B. Haor, „Wpływ występowania dolegliwości bólowych kręgosłupa na jakość życia pielęgniarek - doniesienia wstępne", *Innow. W Pielęgniarstwie*, t. 3, nr 3, grud. 2018, doi: 10.21784/IwP.2018.015.

[55] M. Gałczyk i W. Kułak, „Selected risk factors and the occurrence of back pain in nurses", *Pielęgniarstwo Zdr. Publiczne Nurs. Public Health*, t. 9, nr 4, s. 265–271, 2019, doi: 10.17219/pzp/106214.

[56] M. Zofia i M. Jolanta, „Dolegliwości bólowe dolnych segmentów kręgosłupa u osób pracujących w zawodzie pielęgniarki, kosmetologa oraz kosmetyczki".

[57] B. Szubartowska, Z. Orzeł, M. Urban, M. Sutryk, E. Guz, i O. Smolińska, „Dolegliwości bólowe kręgosłupa w odcinku lędźwiowo-krzyżowym wśród personelu pielęgniarskiego czynnego

zawodowo", *Innow. W Pielęgniarstwie Nauk. O Zdrowiu*, t. 10, nr 2, s. 25–37, 2025, doi: 10.21784/IwP.2025.008.
[58] L. Mateos-González, J. Rodríguez-suárez, J. A. Llosa, S. Menéndez-espina, i E. Agulló-tomás, „Musculoskeletal disorders and psychosocial risks in geriatric nursing aides: the mediating role of social support at work", *Geriatr. Nur. (Lond.)*, t. 66, s. 103689, lis. 2025, doi: 10.1016/j.gerinurse.2025.103689.
[59] N. Wiggermann, J. Zhou, i N. McGann, „Effect of Repositioning Aids and Patient Weight on Biomechanical Stresses When Repositioning Patients in Bed", *Hum. Factors*, t. 63, nr 4, s. 565–577, cze. 2021, doi: 10.1177/0018720819895850.
[60] A. Muona, P. Vartiainen, P. A. Karjalainen, i K. Räsänen, „Forces required in repositioning a patient in bed using regular sheet and slide film", *Int. J. Ind. Ergon.*, t. 90, s. 103302, lip. 2022, doi: 10.1016/j.ergon.2022.103302.
[61] J. Zhou i N. Wiggermann, „The effects of hospital bed features on physical stresses on caregivers when repositioning patients in bed", *Appl. Ergon.*, t. 90, s. 103259, sty. 2021, doi: 10.1016/j.apergo.2020.103259.
[62] Accora, „FloorBed 1". [Online]. Dostępne na: https://accora.care/beds/floorbed-1 (dostęp 10.10.2025)
[63] Accora, „FloorBed 1 Plus". [Online]. Dostępne na: https://accora.care/beds/floorbed-r-1-plus (dostęp 10.10.2025)
[64] Accora, „FloorBed 2". [Online]. Dostępne na: https://accora.care/beds/floorbed-2 (dostęp 10.10.2025)
[65] Tiacare, „Icon Floor Bed". [Online]. Dostępne na: https://tiacare.co.uk/icon-floor-bed/ (dostęp 10.10.2025)
[66] Tecfor care, „ULB Fondo". [Online]. Dostępne na: https://tecfor-care.com/en/products/fondo/ (dostęp 10.10.2025)
[67] Alerta, „Lomond floor 2". [Online]. Dostępne na: https://alertamedical.com/en/products/35-care-beds-overbed-tables/105-alerta-lomond-floor-2-bed (dostęp 10.10.2025)
[68] Drive medical, „Solite Pro Low Homecare Bed". [Online]. Dostępne na: https://shop.drivemedical.com/us/en/c/solite-pro-homecare-bed-package/p/15006LP (dostęp 10.10.2025)
[69] Harvest Healthcare, „Woburn Ultra-Low Profiling Bed". [Online]. Dostępne na: https://harvesthealthcare.co.uk/product/woburn-ultra-low-floor-bed-profiling-low-bed/ (dostęp 10.10.2025)
[70] Beaucare, „ProBed Kilburn Floor Profiling Bed". [Online]. Dostępne na: https://www.beaucare.com/products/beaucare-pro-bed-kilburn-floor-profiling-bed/ (dostęp 10.10.2025)
[71] Apollo Healthcare, „Apollo Ultra Low Bed". [Online]. Dostępne na: https://www.apollo-ht.co.uk/product/apollo-ultra-low-bed (dostęp 10.10.2025)
[72] „Full body modeling with Plug-in Gait". Dostęp: 28 września 2026. [Online]. Dostępne na: https://help.vicon.com/space/Nexus216/11607226/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait#Marker-sets-for-Plug-in-Gait-full-body-modeling
[73] A. B. Schultz i G. B. J. Andersson, „Analysis of Loads on the Lumbar Spine":, *Spine*, t. 6, nr 1, s. 76–82, sty. 1981, doi: 10.1097/00007632-198101000-00017.
[74] „Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar... : Spine", Ovid. Dostęp: 7 października 2026. [Online]. Dostępne na: https://www.ovid.com/jnls/spinejournal/fulltext/00007632-198911000-00020~three-dimensional-movements-of-the-whole-lumbar-spine-and

# 14. Spis rysunków i tabel

Rys. 1 Kręgosłup- budowa [grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 8
Rys. 2 Budowa kręgu lędźwiowego [grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 9
Rys. 3 Budowa odcinka lędźwiowo-krzyżowego L5–S1 [Opracowanie własne, grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 9
Rys. 4 Przebieg więzadeł długich i krótkich w przekroju strzałkowym kręgosłupa Opracowanie własne, grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 10
Rys. 5 Mięśnie stabilizujące kręgosłup [grafika zmodyfikowana z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 11
Rys. 6 Osie ruchu i podstawowe ruchy wykonywane w segmentach kręgosłupa [1] Zmodyfikowane z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 12
Rys. 7 Zakres ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej [1]. Zmodyfikowane z wykorzystaniem ChatGPT (OpenAI, 2026)] ..... 13
Rys. 8 Wpływ sposobu podnoszenia ciężaru na rozkłady obciążeń w rejonie krążka międzykręgowego L5-S1 [1] ..... 14
Rys. 9 Model obciążenia kręgosłupa wg Stotte'a (a) pozycja wyprostowana (b) pozycja pochylona [3] ..... 16
Rys. 10 „Model Schultza: (a) układ sił zewnętrznych, (b) układ sił mięśniowych w przekroju odcinka lędźwiowego [3], [4] ..... 17
Rys. 11 Model ciała człowieka z repozytorium AnyBody [7] ..... 18
Rys. 12 Model MES odcinka lędźwiowo-krzyżowego L1–S1: (a) model po segmentacji, (b) model po filtracji i wygładzeniu geometrii, (c) szczegółowy widok kręgu i krążka międzykręgowego z wyróżnieniem podstawowych struktur anatomicznych [8] ..... 19
Rys. 13 Generowanie siatki modelu odcinka lędźwiowego: (a) powierzchniowa siatka całego modelu, (b) reprezentacja węzłów i powierzchni siatki, (c) wyznaczenie górnych i dolnych płytek granicznych kręgów [9] ..... 20
Rys. 14 Wirtualne modele odcinka lędźwiowego po zastosowaniu dwóch procedur chirurgicznych na poziomie L3–L4: (a) OL-PLF, (b) OL-TLIF [10] ..... 21
Rys. 15 Zmodyfikowany model odcinka lędźwiowego THUMS v6.1: (A) widok ogólny modelu i sposób obciążenia, (B) budowa krążka międzykręgowego, (C) odwzorowanie więzadeł, (D) układ włókien pierścienia włóknistego [11] ..... 22
Rys. 16 Model MES odcinka lędźwiowego z młodzieńczą skoliozą idiopatyczną: (A) widok modelu wraz z układem więzadeł, (B) odwzorowanie krążków międzykręgowych i stawów międzywyrostkowych [12] ..... 22
Rys. 17 Modele MES odcinka lędźwiowego dla analizowanych pozycji ciała: (a) pozycja stojąca, (b) pozycja siedząca wyprostowana, (c) pozycja siedząca zgarbiona, (d) pozycja siedząca na podłodze, (e) przekrój modelu z zaznaczeniem głównych struktur [13] ..... 23
Rys. 18 Model MES odcinka lędźwiowego L1–L5 wygenerowany w sposób zautomatyzowany z uwzględnieniem więzadeł i krążków międzykręgowych [14]. ..... 24
Rys. 19 a) uproszczony model dysku b) model numeryczny odcinka lędźwiowego kręgosłupa [15] ..... 25
Rys. 20 Model dynamiczny kręgosłupa lędźwiowego w oprogramowaniu MADYMO [16] ..... 25

Rys. 21 Przeniesienie obciążeń z modelu mięśniowo-szkieletowego (MSK) do modelu elementów skończonych (FE) [17] ..... 26
Rys. 22 Analizowane czynności repozycjonowania pacjenta: (a) podciąganie, (b) repozycjonowanie boczne, (c) transfer boczny, (d) obrót pacjenta z wykorzystaniem systemu wspomagającego [59] ..... 35
Rys. 23 Stanowisko badawcze podczas przemieszczania pacjenta oraz model kinematyczny wykorzystywany do analizy obciążeń personelu [60] ..... 36
Rys. 24 Pomiar sił podczas wykonywania czynności przy pacjencie oraz odwzorowanie badanego w modelu biomechanicznym: (a) układ pomiarowy sił, (b) model kinematyczny, (c) model mięśniowo-szkieletowy [61] ..... 37
Rys. 25 Łóżko typu floorbed Accora [62] ..... 39
Rys. 26 Łóżko floorbed Accora [64] ..... 40
Rys. 27 Łóżko typu floorbed Icon [65] ..... 40
Rys. 28 Łóżko typu floorbed Lomond Floor [67] ..... 41
Rys. 29 łóżko typu floored Solite Pro Ultra Low [68] ..... 42
Rys. 30 Łóżko typu floorbed Woburn [69] ..... 42
Rys. 31 Łóżko typu floorbed Kilburn [70] ..... 43
Rys. 32 Łóżko typu floor bed Apollo [71] ..... 43
Rys. 33 Występowanie dolegliwości bólowych w zależności od stanowiska ..... 49
Rys. 34 Lokalizacja dolegliwości bólowych u badanych pracowników ..... 50
Rys. 35 Przyczyny niestosowania sprzętu wspomagającego podczas pracy z pacjentem ..... 51
Rys. 36 Widok stanowiska badawczego ..... 54
Rys. 37 Schemat rozmieszczenia markerów zastosowany podczas badań [72] ..... 54
Rys. 38 Wykonywane czynności w szczególnie niekorzystnej dla kręgosłupa pozycji ..... 55
Rys. 39 Rozmieszczenie czujników nacisku na dłoniach osoby badanej: cztery czujniki umieszczone na palcach jednej dłoni oraz jeden czujnik w centralnej części drugiej dłoni ..... 56
Rys. 40 Przebieg siły nacisku w funkcji czasu (pozycja wysoka) ..... 57
Rys. 41 Przebieg siły nacisku w funkcji czasu (pozycja niska) ..... 57
Rys. 42 Przykładowy przebieg zarejestrowanych trajektorii markerów ..... 58
Rys. 43 Przebieg badań modelowych oraz przepływ danych pomiędzy poszczególnymi etapami analizy ..... 59
Rys. 44 Model Schultza (etap I) ..... 61
Rys. 45 Model Schultza (etap II) ..... 62
Rys. 46 Analizowane pozycje ciała wraz z odpowiadającym im odwzorowaniem układu markerów: a) pozycja 1, b) pozycja 2. ..... 66
Rys. 47 Przykład segmentacji struktur kostnych kręgu z wydzieleniem kości korowej i gąbczastej ..... 68
Rys. 48 Geometria kręgosłupa lędźwiowego (po segmentacji) ..... 69
Rys. 49 Kolejne etapy modelowania biomechanicznego ..... 71
Rys. 50 Analizowane pozycje modelu mięśniowo-szkieletowego w środowisku AnyBody: a) pozycja wysoka – uniesienie pacjenta, b) pozycja wysoka – obrót pacjenta, c) pozycja niska – uniesienie pacjenta, d) pozycja niska – obrót pacjenta ..... 72

Rys. 51 Przekrój analizowanego modelu ..... 75
Rys. 52 Model odcinka lędźwiowego kręgosłupa z nałożoną siatką ..... 76
Rys. 53 Miejsca zagęszczenia siatki ..... 77
Rys. 54 Geometria kręgosłupa lędźwiowego z zadanymi schematycznie warunkami brzegowymi ..... 79
Rys. 55 Siły mięśniowe wyznaczone metodą analityczną ..... 81
Rys. 56 Siły wyznaczone metodą analityczną ..... 82
Rys. 57 Siła kompresyjna L4/L5 (wynik z Anybody) ..... 85
Rys. 58 Mapa naprężeń HMH dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej ..... 87
Rys. 59 Mapa przemieszczeń dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej ..... 87
Rys. 60 Mapa odkształceń dla rotacji w pozycji wysokiej i niskiej ..... 88
Rys. 61 Wykres przemieszczeń dla poszczególnych pozycji ..... 89
Rys. 62 Wykres naprężeń dla poszczególnych pozycji ..... 89
Rys. 63 Wykres odkształceń dla poszczególnych pozycji ..... 90
Rys. 64 Rama łóżka (schemat konstrukcji) ..... 96
Rys. 65 Głowna postać konstrukcyjna łóżka floorbed ..... 97
Rys. 66 Łóżko w pozycji Trendelenburga (ok.12') ..... 98
Rys. 67 Mapa przemieszczeń osi Y dla obciążenia 405kg ..... 106
Rys. 68Mapa przemieszczeń osi Y dla obciążenia 646kg ..... 106

Spis tabel

Tabela 1 Zakres ruchu poszczególnych segmentów odcinka lędźwiowego [1] ..... 13
Tabela 2 Właściwości mechaniczne kręgów odcinka lędźwiowego (L1–L5) w zależności od grupy wiekowej, uzyskane w próbie ściskania [1] ..... 15
Tabela 3 Właściwości mechaniczne krążków międzykręgowych odcinka lędźwiowego (L1–L5) dla grupy wiekowej 40–59 lat podczas próby ściskania [1]. ..... 15
Tabela 4 Zestawienie właściwości materiałowych i sposobu odwzorowania struktur w analizowanych modelach MES ..... 27
Tabela 5 Zestawienie sposobu dyskretyzacji, kontaktów i warunków brzegowych w analizowanych modelach MES .. 28
Tabela 6 Podstawowe parametry techniczne ..... 45
Tabela 7 Charakterystyka antropometryczna osoby badanej ..... 53
Tabela 8 Długości segmentów osoby badanej ..... 53
Tabela 9 Wyznaczone wartości parametrów dla analizowanych pozycji ..... 65
Tabela 10 Parametry akwizycji i rekonstrukcji obrazów TK wykorzystanych do opracowania modelu ..... 67
Tabela 11Wartości obciążeń zewnętrznych przyjętych w poszczególnych wariantach ..... 74
Tabela 12 Właściwości materiałowe przyjęte w modelu numerycznym [12] ..... 76
Tabela 13 Analiza zbieżności siatki ..... 78
Tabela 14 Parametry siatki ..... 78

Tabela 15 Porównanie ROM w zgięciu bocznym i rotacji osiowej dla modelu MES oraz danych referencyjnych [1], [3], [8] ..... 80
Tabela 16 Zestawienie uzyskanych wyników ..... 82
Tabela 17 Składowe siły i momentów uzyskane z Anybody dla próby z uwzględnionymi siłami rąk ..... 84
Tabela 18 Składowe siły i momentów uzyskane z Anybody dla próby bez sił rąk ..... 84
Tabela 19 Wyniki dla zginania przód/tył/bok i rotacji ..... 88
Tabela 20Zestawienie wymagań projektowych/ konstrukcyjnych ..... 94
Tabela 21 Porównanie materiałów stalowych stosowanych w konstrukcji łóżka ..... 100
Tabela 22 Porównanie materiałów płytowych ..... 101
Tabela 23 Porównanie wymagań dla barierek bocznych w wersji standardowej i przeznaczonej do intensywnego mycia ..... 102
Tabela 24 Porównanie sposobu zabezpieczenia elementów stalowych dla wersji standardowej i przeznaczonej do mycia ..... 103
Tabela 25 Porównanie wymagań dotyczących komponentów elektrycznych dla wersji standardowej i przeznaczonej do mycia ..... 104
Tabela 26 Zestawienie wariantów wykonania ..... 105
Tabela 27 Specyfikacja materiałowo-konstrukcyjna ..... 108