

Damian MARCINEK, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej w Gliwicach

Tomasz CZAPLA, Paweł JURECZKO, Paweł POTKOWA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska w Gliwicach

BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE URZĄDZENIA REHABILITACYJNEGO DO ĆWICZEŃ KOŃCZYN DOLNYCH CZŁOWIEKA

Streszczenie. W pracy przedstawiono wyniki badań wytrzymałościowych urządzenia rehabilitacyjnego służącego do treningu siły mięśniowej i propriocepcji kończyn dolnych w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Prototyp tego urządzenia został wykonany w ramach pracy dyplomowej inżynierskiej i jest obecnie poddawany testom medycznym w Górnośląskim Centrum Rehabilitacji.

1. WSTĘP

We współczesnych czasach problem zwiększenia skuteczności leczenia rozwiązują nie tylko środowiska lekarskie, ale również kadra inżynierska. Przyczyniło się to do powstania interdyscyplinarnych dziedzin nauki, jakimi są biochemia, biofizyka, oraz biomechanika. Ostatnia z wymienionych dyscyplin realizuje się na pograniczu przynajmniej trzech nauk podstawowych: mechaniki, anatomii i fizjologii.

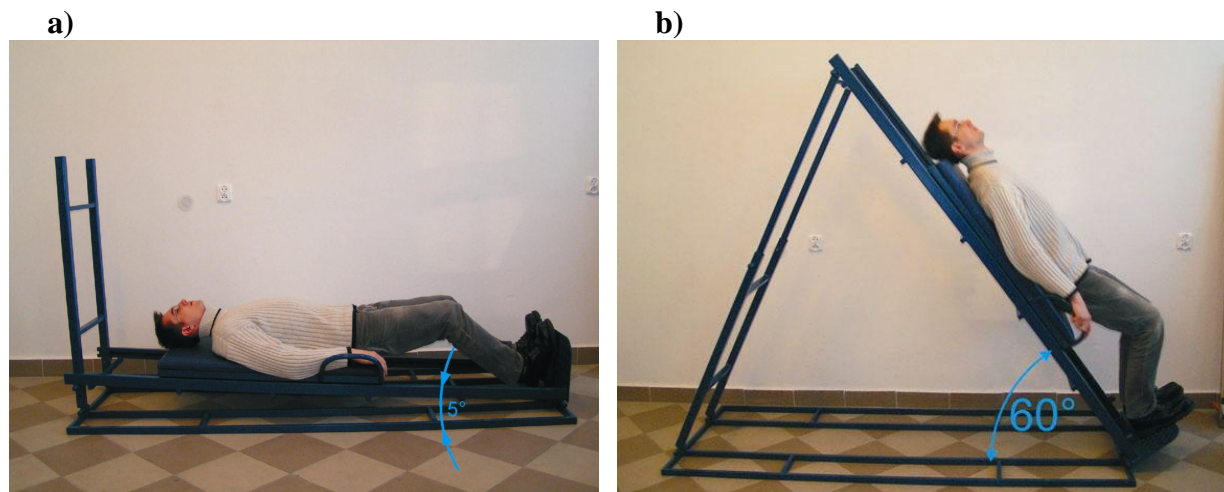
Duża część publikacji ukazujących się w czasopiśmie lekarskich lub technicznych wskazuje na interdyscyplinarność (medycyna–technika) biomechaniki [1, 5, 8, 9]. Szczególnie na skutek coraz większej współpracy lekarzy i personelu medycznego z kadrą inżynierską możliwe stało się polepszenie metod leczenia, na przykład dzięki zastosowaniu szerszego spektrum diagnostycznego oraz dzięki wprowadzeniu nowego, bardziej przyjaznego dla pacjentów sprzętu rehabilitacyjnego [6, 7].

Jednym z najistotniejszych problemów procesu rehabilitacji jest odpowiedni dobór obciążenia do aktualnych możliwości pacjenta. W większości urządzeń rehabilitacyjnych zmiana intensywności ćwiczeń realizowana jest poprzez dołożenie lub odjęcie dodatkowego obciążenia zewnętrznego, bądź to w postaci elastycznych gum lub ciężarków dokładanych do urządzenia, jak również siłowników hydraulicznych i pneumatycznych.

W niniejszej pracy zaproponowano projekt urządzenia, w którym jako obciążenie wykorzystuje się składową ciężaru pacjenta, a jej wartość zależna jest od kąta pochylenia bieżni, po której porusza się wózek z pacjentem. Dzięki temu możliwa jest regulacja siły obciążającej mięśnie w zakresie wystarczającym do realizacji pełnego programu ćwiczeń rehabilitacyjnych. Ćwiczenia kinematyką ruchu przypominają przysiady, zatem w ich wykonywanie zaangażowane są głównie mięśnie występujące w kończynie dolnej człowieka, z których najważniejsze to mięsień czworogłowy uda, składający się z mięśni: prostego uda,

obszernego bocznego, obszernego pośredniego i obszernego przyśrodkowego oraz mięśnie podudzi: mięsień brzuchaty i płaszczkowaty łydki. W głębokim przysiadzie do pracy zaangażowane są również mięśnie: dwugłowy uda oraz mięsień pośladkowy wielki [3]. Mięśnie kręgosłupa oraz mięsień prosty grzbietu pracują w sposób izometryczny, utrzymując naturalną krzywiznę kręgosłupa.

Głównym parametrem geometrycznym urządzenia jest kąt pochylenia ramy jezdnej, po której porusza się wózek. Pacjent ułożony jest na wózku, rękami trzymając uchwyty (rys.1) siedziska.



Rys. 1. Pozycja pacjenta w trakcie wykonywania ćwiczeń przy ustawieniu urządzenia w pozycji a) minimalnej b) maksymalnej

Na podstawie zależności obciążenia działającego na nogi pacjenta ustalono optymalny zakres kąta nachylenia płaszczyzny prowadnic do podłoża. Przyjęto zakres od 5 do 60°, co daje odpowiednio od 9 do 87 procent masy ciała pacjenta [4].

3. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA URZĄDZENIA PRZY WYKORZYSTANIU METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

W celu przeprowadzenia weryfikacji założonych parametrów geometrycznych oraz analizy kinematycznej stworzono wirtualny model projektowanego urządzenia (rys.2). Wyniki symulacji ruchu potwierdziły słuszność przyjętych wcześniej założeń.

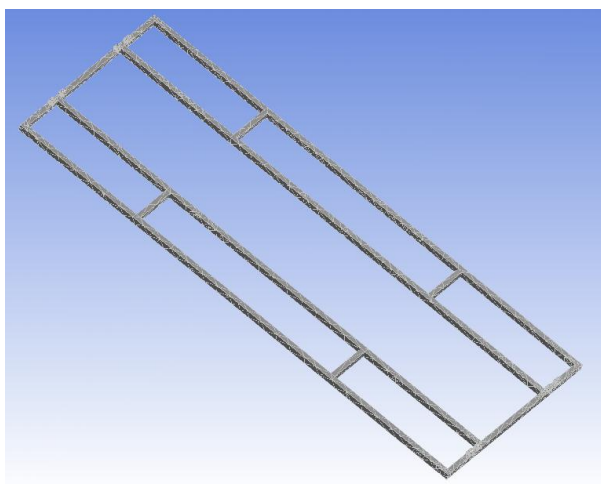
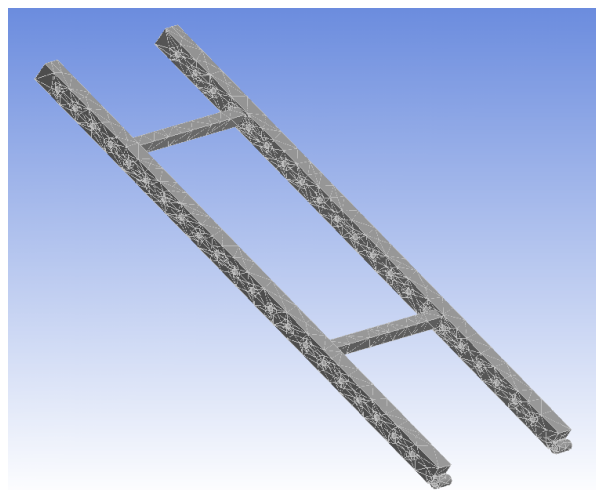
Opracowany model wykorzystano również do analizy wytrzymałościowej, którą przeprowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych przy użyciu oprogramowania ANSYS. Celem uproszczenia a co za tym idzie skrócenia czasu obliczeń urządzenie podzielono na trzy elementy składowe powiązane ze sobą poprzez reakcje w połączeniach. Podstawowe elementy to: podstawa, podpora ramy oraz rama jezdna wraz z poruszającym się po niej wózkiem. Do dyskretyzacji wykorzystano 10-, 15- oraz 20-węzłowe elementy bryłowe.



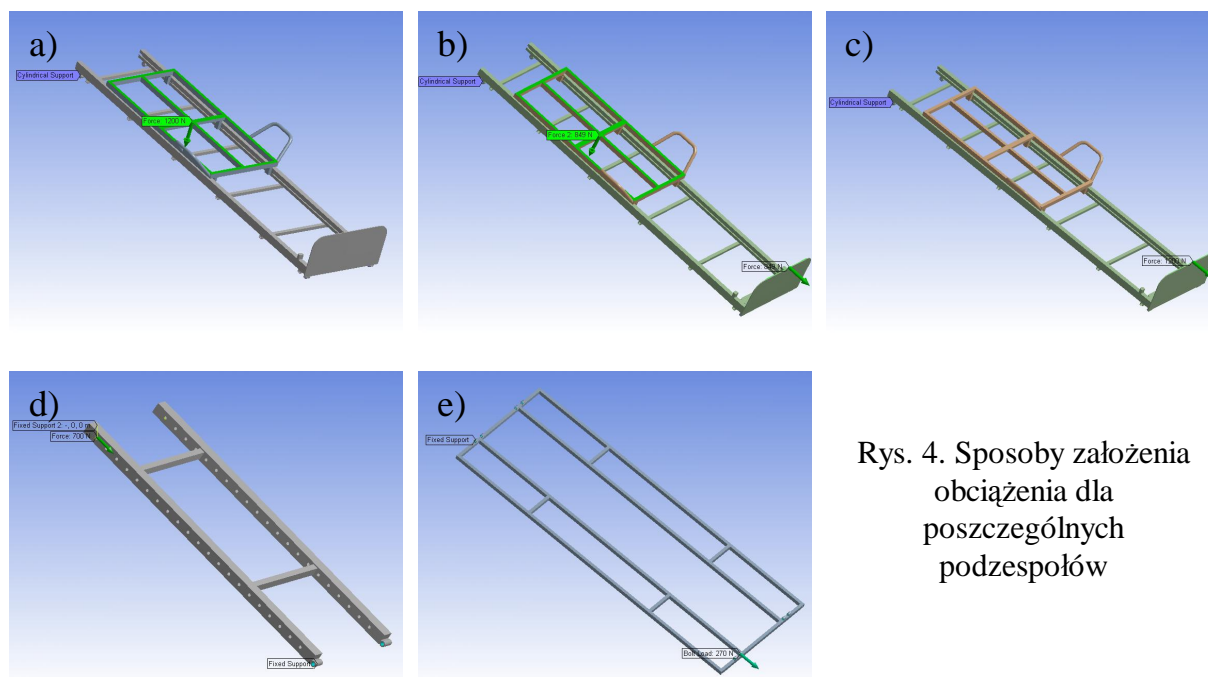
Rys.2. Wirtualny model urządzenia

Wygenerowana siatka posiadała następujące parametry:

- Ø Rama jezdna z wózkiem – 27913 węzłów, 13660 elementów
- Ø Podpora ramy – 25386 węzłów, 11297 elementów
- Ø Podstawa – 15764 węzłów, 7768 elementów



Rys. 3. Podzespoły wraz z nałożoną siatką elementów skończonych



Rys. 4. Sposoby założenia obciążenia dla poszczególnych podzespołów

Obciążenia przyłożone do poszczególnych elementów przedstawiają się następująco:

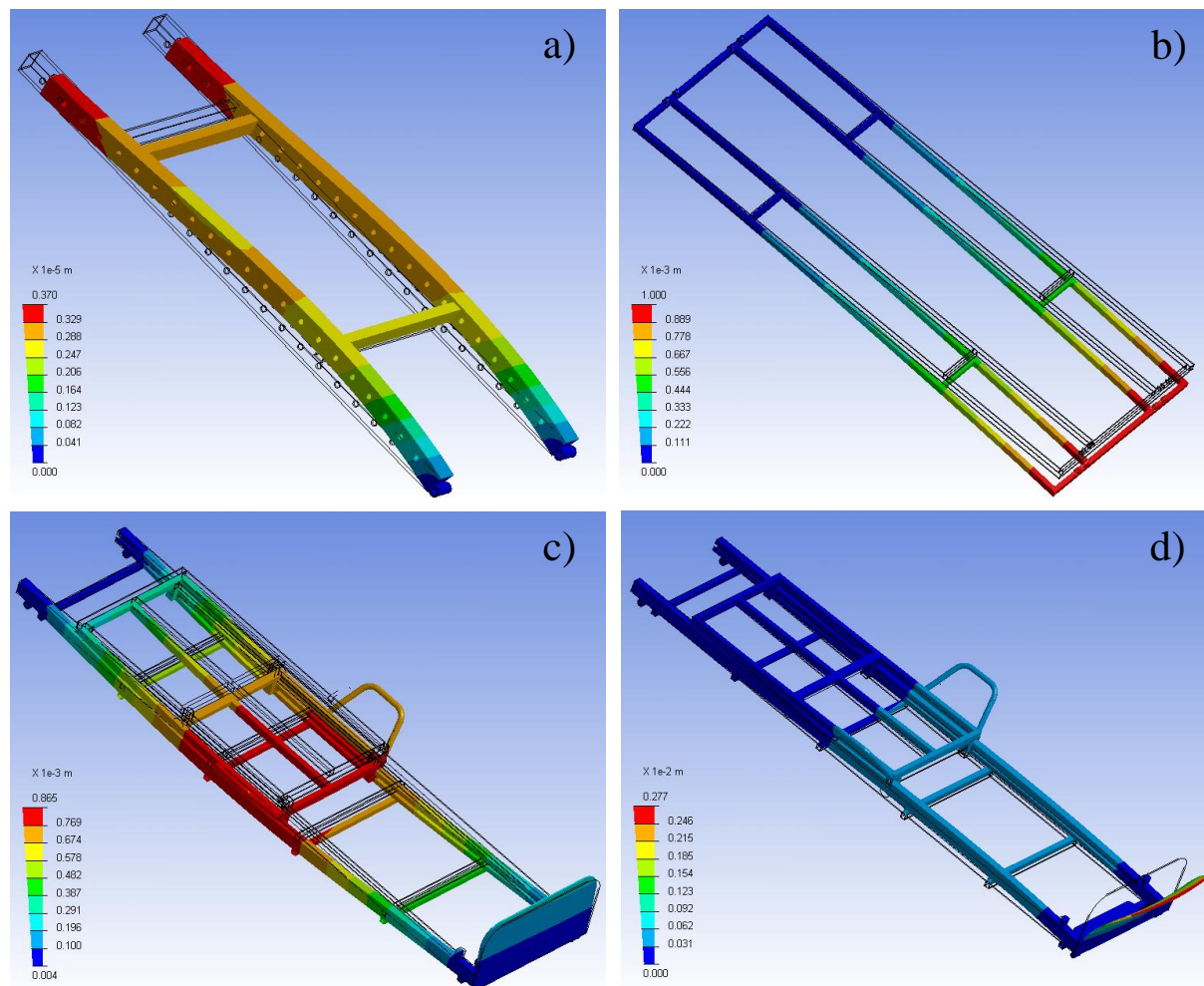
Ø Rama jezdna z wózkiem

- położenie 1 – równoległe do podłoża, obciążenie 1200 [N] przyłożono do ramy wózka oraz odebrano przemieszczenia na powierzchniach tuleja-swożeń w miejscach połączenia z podporą ramy oraz podstawą (rys.4a)
- położenie 2 – pod kątem 45° do podłoża, obciążenie rozłożono na dwie składowe po 849 [N] każda i przyłożono do ramy wózka oraz do miejsca styku stóp pacjenta z ramą (płyty podporowej) oraz odebrano przemieszczenia na powierzchniach tuleja-swożeń w miejscach połączenia z podporą ramy oraz podstawą (rys.4b)
- położenie 3 – prostopadłe do podłoża, obciążenie 1200 [N] przyłożono do płyty podporowej oraz odebrano przemieszczenia na powierzchniach tuleja-swożeń w miejscach połączenia z podporą ramy oraz podstawą (rys.4c)

Ø Podpora ramy – obciążono siłą ściskającą o wartości 700 [N], odebrano przemieszczenia na powierzchniach tuleja-swożeń w miejscach połączenia z podstawą oraz umożliwiono jedynie ruch w kierunku równoległym do kierunku zadanej siły w miejscach kontaktu z ramą jezdnią (rys.4d)

Ø Podstawa – obciążono siłą rozciągającą o wartości 270 [N], miejsca kontaktu z podporą ramy utwierdzono oraz odebrano jeden stopień swobody symulując kontakt z podłożem (rys.4e)

Przeprowadzona analiza pozwoliła na weryfikację własności wytrzymałościowych urządzenia i wyznaczenie maksymalnych wartości odkształceń oraz naprężeń zredukowanych (wg. hipotezy Hubera). Maksymalne odkształcenia oscylują wokół 2-3 [mm], zaś największe naprężenia wynoszą ok. 100 [MPa]. Naprężenia te występują w płycie podporowej ramy jezdnej przy trzecim z przyjętych jej położeniach, które to odpowiada maksymalnemu kątowi podniesienia. Naprężenia nie przekraczają wartości dopuszczalnych dla przyjętego gatunku stali, zatem głównym kryterium weryfikacji wytrzymałościowej przyjętych rozwiązań konstrukcyjnych jest analiza stanu przemieszczeń, które również mieszczą się w przyjętym wstępnie zakresie.



Rys. 5. Odształcenia poszczególnych elementów uzyskane w wyniku analizy metodą MES
a) podpora ramy, b) podstawa, c,d) rama jezdna wraz z wózkiem

Wykazane w czasie symulacji numerycznych duże rezerwy wytrzymałościowe wskazują zasadność optymalizacji konstrukcji pod kątem minimalizacji masy.

3. PODSUMOWANIE

Analiza dostępnych na rynku urządzeń do rehabilitacji wykazała brak taniego oraz skutecznego urządzenia realizującego wspomniane wyżej zadania. Większość dostępnych urządzeń charakteryzuje się nadmiernie skomplikowaną budową, lub też niedostatecznym wypełnieniem zadań rehabilitacyjnych. Głównym celem przyświecającym projektowi było maksymalne uproszczenie konstrukcji oraz związanych z tym kosztów wykonania, dlatego też zdecydowano się na wykorzystanie naturalnego obciążenia – ciała pacjenta.

Projekt jest przykładem interdyscyplinarnego podejścia do zagadnienia rehabilitacji – połączenie wiedzy technicznej, znajomości kinematyki i fizjologii ruchu oraz konsultacje ze środowiskiem medycznym pozwoliły na jasne sprecyzowanie potrzeb użytkownika.

Wizualizacja koncepcji konstrukcyjnych pozwoliła na przeprowadzanie konsultacji poszczególnych rozwiązań z potencjalnym użytkownikiem celem znalezienia optymalnego wariantu. Jest to istotne ze względu na współpracę ze środowiskiem medycznym nie mającym styczności z zagadnieniami inżynierskimi.

Dzięki zastosowaniu techniki generowania wirtualnych modeli trójwymiarowych możliwe było przeprowadzenie symulacji działania urządzenia bez konieczności przeprowadzania badań prototypowych, co pozwoliło na redukcję kosztów oraz skrócenie czasu projektowania. Efektem pracy jest stworzenie w pełni funkcjonalnego prototypu, który po przekazaniu do Górnośląskiego Centrum Rehabilitacji w Reptach Śląskich zostanie poddany eksploatacji.

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
- [2] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydawnictwo BK, Wrocław 2001
- [3] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka, Wydaw. Lekarskie PZWL, Warszawa 1997
- [4] Jureczko P., Potkova P., Czapla T.: Project of device for lower limbs rehabilitation Proceedings of the Scientific Conference „Applied Mechanics” Hrotovice Czechy2005
- [5] Kędzior K., Lackowski J.: Simulation Model of a Skeletal Muscle, Lecture Notes of the ICB Seminars, vol.10, Int centre of Biocybernetics, Warsaw 1992, pp.97-107
- [6] Świtoński E., Adamczyk J., Czapla T.: Projekt stołu pionizacyjnego o krótkim czasie depionizacji, Acta of Bioengineering and Biomechanics., Zakopane, volume3, supplement 2, 2001, s. 529-534
- [7] Świtoński E., Adamczyk J., Pawlak M.: Urządzenie do przemieszczania paraplegików, Acta of Bioengineering and Biomechanics., Zakopane, volume3, supplement 2, 2001, s. 535-542
- [8] Thomas P., Andriacchi, Debra E. Hurtwitz: Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement, Gait and Posture, vol. 5, 1997, pp. 256-264
- [9] Wit A., Zmysłowski W.: Diagnostics in motor system pathology, Lecture notes of the ICB seminars. Warsaw, October 1998

STRUCTURAL ANALYSIS OF REHABILITATIONAL DEVICE FOR HUMAN LOWER LIMBS EXERCISES

Abstract. The paper presents results of structural analysis of rehabilitational for muscle training and proprioception in closed kinematical loop. Prototype of the device was build by student as a final project of engineer degree studies. At this moment the prototype is being tested in Silesian Centre of Rehabilitation.