

## Numerical analysis of the strength of the instrument for the ankle rehabilitation

### Numeryczna analiza wytrzymałościowa przyrządu do rehabilitacji stawu skokowego

#### Streszczenie

Tematem pracy była numeryczna analiza wytrzymałościowa przyrządu do rehabilitacji stawu skokowego. Projekt powstał w oparciu o istniejące na rynku popularne urządzenie zwane Krzyżakiem. Zaproponowano koncepcyjne opracowanie usprawnienia istniejącego modelu, poprzez dodanie nowych funkcji. Funkcje te, jak możliwość obrotu stopą w trzech płaszczyznach oraz pod trzema kątami nachylenia, pozwalają nie tylko na usprawnienie modelu, ale także poprzez zwiększoną funkcjonalność na efektywniejszą rehabilitację pacjenta. Problem skręcenia stawu skokowego jest dość powszechny i dotyczy najczęściej osoby aktywne uprawiające sport. W pracy zaproponowano usprawnione o nowe funkcje urządzenie, pozwalające na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnych i poprzecznych stopy, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności. Została również dodana możliwość regulacji kąta pochylecia całego urządzenia w trzech zakresach. Stworzony model poddano analizie wytrzymałościowej mającej na celu zobrazowanie zachowania się poszczególnych części przypadku, gdy ćwiczenie następuje bez dodatkowego obciążenia oraz z obciążeniem równym 30 N. Ruchy wykonywane stopą imitują moment przyłożony w miejscu, gdzie podczas ćwiczeń znajduje się stopa. Jego wartość została uwzględniona biorąc pod uwagę takie czynniki jak typ mięśni, które generują siłę podczas ruchu, położenie górnej części

#### Abstract

The subject of this study was the numerical analysis of the strength of the instrument for the ankle rehabilitation. The project was based on existing popular market popular device. Conceptual development is proposed to improve the existing model by adding new features. These features, like the ability to turnover rate in three dimensions and the three angles of inclination allow not only to improve the model, but also enhance functionality for efficient rehabilitation of the patient. The problem of ankle sprains are fairly common and affects the most active people engaged in sports. The paper proposes a new function to improve device which allows rotation of the foot, not only in the longitudinal and transverse directions of the foot, but also the movement of the knee joint. This movement increases the mobility of the foot, and thus allows for a faster return to its full functionality. It has also added the ability to adjust the angle of the entire device in three ranges. Numerical model was analyzed to illustrate the behavior of the various parts when the exercise occurs without additional load and a load equal to 30 N. Applied torque imitates movements of the foot. Its value has been included, taking into account factors such as the type of muscle that generate force during movement, the position of the upper part of the device and type of exercise. Two positions of the food have been analyzed: the plantar flexion and dorsiflexion. The proposed project allows to have an wider range of rehabilitation of the ankle than the commercially available solutions. The use of

<sup>1</sup> justyna.miodowska@gmail.com; Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

<sup>2</sup> slagan@mech.pk.edu.pl; Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

urządzenia, na którym znajduje się stopa, oraz rodzaj ćwiczenia. Analizowano dwa położenia stopy: w zgięciu podeszwowym oraz w zgięciu grzbietowym. Przedstawiony projekt urządzenia pozwala na jeszcze szerszy zakres rehabilitacji stawu skokowego niż dostępne na rynku rozwiązania. Zastosowanie zaproponowanych rozwiązań, pozwoli na przyspieszenie procesu rehabilitacji stawu skokowego, przy jednoczesnym zapewnieniu komfortu pacjenta podczas ćwiczenia.

**Słowa kluczowe:** analiza numeryczna, rehabilitacja, staw skokowy

the proposed solutions will accelerate the rehabilitation of the ankle, while ensuring patient comfort during exercise.

**Keywords:** rehabilitation, computed method, hand mobility, joystick

## 1. Wprowadzenie

Liczba urazów stawów skokowych oraz stopy, stanowi sporą część obrażeń kończyn dolnych. Wynika to ze złożoności anatomicznej oraz czynnościowej tej części kończyny. Występujące tutaj znaczne obciążenia w stosunku do małej liczby mięśni, są tym samym przyczyną pojawiania się częstych urazów [1].

Skręcenia części skokowej stopy, będące jej uszkodzeniem, są najczęściej wynikiem gwałtownego ruchu części sąsiadujących ze sobą powierzchni stawów w zakresach przekraczających ich fizjologiczną funkcjonalność (ruchliwość). Prowadzi to często do obrażeń okolic aparatu torebkowo – więzadłowego. Wśród powszechnych urazów można również uwzględnić oderwanie się niewielkich fragmentów tkanki kostnej, jednak bez złamania części goleniowej.

Rehabilitacja po urazach stawu skokowego jest kluczowa dla powrotu do pełnej sprawności, gdyż staw ten odpowiada za przenoszenie głównego ciężaru ciała na stopę. Dlatego tak ważne jest, aby podczas powrotu stawu do zdrowia, a co za tym idzie do pełnej funkcjonalności, korzystać z najlepszych dostępnych na rynku rozwiązań do rehabilitacji [2].

## 2. Cel pracy

Celem pracy było koncepcyjne opracowanie usprawnienia modelu przyrządu rehabilitacyjnego typu krzyżak już istniejącego na rynku poprzez dodanie nowych funkcji. Dostępne obecnie urządzenia umożliwiają rehabilitację stawu skokowego jedynie w jednej płaszczyźnie. Zdecydowano się na urządzenie potocznie zwane „stópką” lub „krzyżakiem” przeznaczone do ćwiczeń wolnych i z obciążeniem stawu skokowego w osi wzdłużnej i poprzecznej stopy.

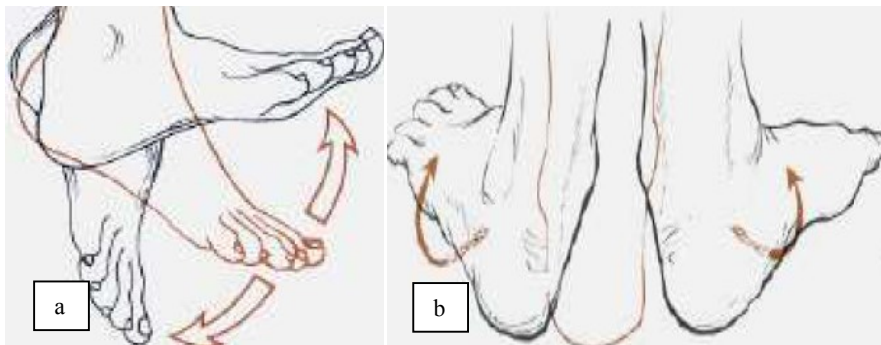
Wygenerowany dzięki programowi do wspomagania komputerowego projektowania SolidWorks model urządzenia uwzględniał dodatkowe funkcje, m. in. możliwość obrotu stopą w trzech płaszczyznach oraz pod trzema kątami nachylenia. Pozwala to na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnych i poprzecznych, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności.

Przeprowadzona numeryczna analiza wytrzymałościowa zaproponowanego rozwiązania w programie COSMOSWorks pozwoliła na określenie obszarów modelu najbardziej narażonych na zniszczenie.

### 3. Biomechanika stopy

#### 3.1. Zakresy ruchów w stawie skokowym

Zakresy ruchów w stawie skokowym, zależą w dużej mierze od wieku oraz od ćwiczenia ruchów stopy. Im starsza jest osoba, tym zakres ruchów stopy jest mniejszy. U dorosłej osoby, zgięcie podeszwowe (rysunek 1a) wynosi około  $60^\circ$ , natomiast zgięcie grzbietowe średnio około  $45^\circ$ . Zatem całość zgięcia, wynosi około  $100^\circ$ , z czego 40-50% przypada na zgięcie w stawie skokowym górnym, natomiast reszta w stawie skokowym dolnym [3].

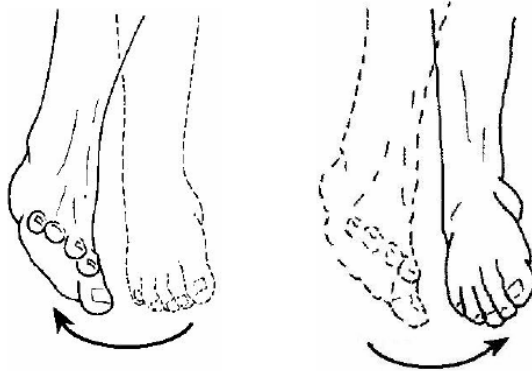


Rysunek 1. Ruchy w stawie skokowym: zgięcie podeszwowe i grzbietowe (a) oraz ruchy odwodzenia i przywodzenia (b) [4]

Podczas prawidłowego położenia stopy, wielkość ruchów odwodzenia (rysunek 1b), u dorosłego człowieka nieznacznie przekracza zakres  $30^\circ$  w obydwie strony. Zakres ruchów odwodzenia, jest znacznie mniejszy podczas zgięcia grzbietowego, niż w przypadku zgięcia podeszwowego. Sytuacja taka wynika z faktu, iż podczas tego zgięcia dochodzą jeszcze boczne

ruchy w stawie skokowym górnym, gdyż bloczek kości skokowej, jest wyswobodzony z uścisku kości goleni, co uniemożliwia w małym stopniu ruchy odwodzenia.

Ruchy odwracania i nawracania (rysunek 2), wynoszą u dorosłego człowieka około  $30^\circ$ . Podczas tych ruchów udziału w nich nie bierze staw skokowy górny. Wszystkie ruchy wykonywane są tylko i wyłącznie w stawie skokowym dolnym. Mogą one być dodatkowo zwiększone, poprzez ruchy obrotowe w stawie poprzecznym stępu [5].



Rysunek 2. Ruchy odwracania i nawracania w stopie [6]

### 3.2. Siła mięśniowa

Mięśnie, można rozważyć jako siłowniki układu ruchu, które zdolne są do generowania siły wewnętrznej, a co za tym idzie – wykonywania pracy mechanicznej. Siła przez nie wyzwolona, uwarunkowana jest poprzez czynniki biomechaniczne, morfologiczne oraz fizjologiczne.

Wartość siły mięśnia, zależna jest od jego przekroju fizjologicznego. Jeśli wzięlibyśmy pod uwagę stosunek siły mięśnia, do jego przekroju fizjologicznego, to wówczas spotkamy się z pojęciem siły właściwej. Wartość siły właściwej waha się od 16 do 30 N/cm<sup>2</sup>, jednak średnia wartość dla mięśnia człowieka, wynosi 30 N/cm<sup>2</sup> ( $3 \cdot 10^{-3}$  N/m<sup>2</sup>).

Patrząc na narząd ruchu człowieka pod kątem mechaniki, to można by ruch ten opisać jako układ dźwigni, które swój punkt podparcia posiadają w odpowiednich stawach i które poruszają się pod wpływem sił powstających podczas skurczów mięśni. Człowiek podczas chodu, staje na przemian na palcach jednej i drugiej stopy. Wówczas punkt podparcia znajduje się pod główką kości śródstopia. W tej pozycji na stopę działa siła reakcji od podłoża, która równa jest ciężarowi ciała, następnie siła, z jaką działają mięśnie łydki – siła ta powoduje unoszenie się ciała, i jest przekazywana poprzez ścięgna Achillesa, oraz siłę od stawu skokowego [7].

Wszystkie mięśnie, których droga wiedzie do tyłu, od poprzecznej osi górnego stawu skokowego, wykonują zgięcie podaszowe, natomiast do przodu od tej osi – zgięcie grzbietowe. Mięśnie, których przebieg jest przyśrodkowy do skośnej osi ruchu, wykonują ruchy przywodzenia, natomiast przebiegające po stronie bocznej od tej osi – ruchy odwodzenia. Mięśnie odwodzące lub przywodzące, są jednocześnie mięśniami nawrotnymi lub odwracającymi.

Obie grupy mięśnia, charakteryzują się podobną siłą, jednak już mięśnie opuszczające wierzchołek stopy – zginacze, posiadają siłę ponad cztery razy większą od pracy mięśni unoszących stopę – prostowników. Wynika to z tego, iż prostowniki nie biorą większego udziału w chodzie, podczas poruszania się do przodu.

Głównym mięśniem, biorącym udział podczas podaszowego zginania stopy, jest mięsień trójgłowy łydki. Wykonuje on pracę równą 18.8 kGm, czyli prawie 80% całej wykonywanej przez zginacze pracy.

Pozostałe zginacze (zginacz długi palucha, zginacz długi palców, piszczelowy tylny, strzałkowy długi i krótki), wykonują pracę równą 2.4 kGm. Mięsień piszczelowy przedni, jest głównym prostownikiem odpowiadającym za unoszenie wierzchołka stopy. Jego praca równa jest 2.5 kGm i jest większa od pozostałych prostowników (prostownik długi palców, palucha i strzałkowy trzeci – 1.7 kGm).

Mięśnie strzałkowe – długi, krótki oraz trzeci, są głównymi mięśniami nawrotnymi. Wykonują one pracę równą 3.6 kGm, co stanowi prawie 75% całej pracy wykonywanej przez tę grupę mięśni. Mięśnie te są efektywnie wspomagane poprzez mięsień, prostownik długi palców. Wartość siły pozostałych mięśni pomocniczych – prostownika długiego palucha oraz mięśnia piszczelowego przedniego, jest nieznaczna i wynosi 0.4 kGm.

Praca nawracaczy, jest prawie dwukrotnie niższa, niż praca mięśni odwracających (4.8 kGm i 9.3 kGm). Wśród mięśni odwracaczy, głównym mięśniem, jest mięsień trójgłowy łydki. Wśród mięśni piszczelowych, mięsień piszczelowy przedni, jest prawie dwukrotnie słabszy, niż mięsień piszczelowy tylny (odpowiednio 1.0 kGm i 1.8 kGm). Pozostałe mięśnie odwracające, spełniają role pomocnicze. Wśród tych mięśni są: zginacz długi palców, zginacz długi palucha, prostownik długi palucha. Mięsień piszczelowy przedni, w swojej roli, posiada możliwość zarówno odwracania jak i nawracania. Sytuacja ta tłumaczona jest stosunkiem położenia osi stawu skokowego dolnego, do kierunku pociągania mięśnia [8].

## 4. Metoda elementów skończonych we wspomaganiu projektowania

Zastosowanie metody elementów skończonych (MES) obejmuje wszystkie dziedziny współczesnego przemysłu i najnowsze technologie. Należy tutaj wymienić: przemysł lotniczy, raketowy, samochodowy, stoczniowy, maszynowy, elektrotechniczny, petrochemiczny, budownictwo i inne. Ponadto takie działy, jak tworzywa sztuczne, biomechanika i medycyna, ochrona środowiska, pompy i urządzenia hydrauliczne oraz obrabiarki. Tak szerokie zastosowanie MES stało się możliwe dzięki szybkiemu rozwojowi technik komputerowych. Metoda elementów skończonych (z ang. *Finite Element Method*) jest to obecnie jedna z najszerzej stosowanych metod rozwiązywania różnych problemów inżynierskich. Jej uniwersalność, polegająca na łatwości schematyzacji różnych obszarów o skomplikowanej geometrii, także niejednorodnych i anizotropowych, kwalifikuje ją jako dobre narzędzie do modelowania problemów fizycznych.

Razem z rozwojem metody elementów skończonych dla wielu problemów mechaniki pojawiła się szansa realnego rozwiązania. Do tej pory, ze względu na trudności w jednoczesnym spełnieniu wszystkich wymagań narzucanych na własności rozwiązań (np. optymalizacja kształtu, analiza zakresu ruchu), tylko nieliczna grupa zadań była rozwiązywana analitycznie. Dopiero pojawienie się metod nawiązujących do dyskretyzacji, a co za tym idzie do zmiany formy matematycznego opisu problemów umożliwiło podejmowanie tych skomplikowanych zadań.

Z inżynierskiego punktu widzenia, MES rozumiana jest jako pewien sposób postępowania podczas rozwiązywania zadań fizyki. Jest to więc określony ciąg operacji wykonywanych przez inżyniera projektanta i komputer, w trakcie poszukiwania rozwiązania, począwszy od sformułowania zadania, a skończywszy na graficznej interpretacji wyników obliczeń. Ten punkt widzenia wynika między innymi z faktu, że sposób postępowania przy zastosowaniu MES jest niemal identyczny dla wszystkich rozwiązywanych zagadnień [9].

### 4.1. Model urządzenia

Projekt urządzenia wykonany został jako wielosegmentowy (rysunek 3), złożony z części podporowej z możliwością zmiany wysokości, a co za tym idzie kąta pochylenia. Zaproponowano trzy pozycje. Dodatkowo wykorzystanie programu pozwala na wprowadzenie różnego typu materiałów np. silikonowe podparcia zapobiegające przesuwaniu się urządzenia po podłożu w trakcie ćwiczeń, czy stali chromowej na płytę bazową „stopki”.



Rysunek 3. Model zaproponowanego urządzenia

Ze względu na wstępne analizy celem zidentyfikowania obszarów wyęzonych do obliczeń został przyjęty model uproszczony. W następnym kroku nałożono na model siatkę elementów skończonych (rysunek 4).

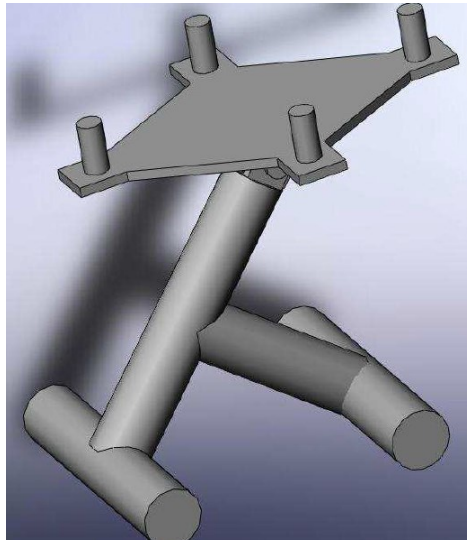
Podczas projektowania modelu do obliczeń wytrzymałościowych metodą elementów skończonych, wykorzystano materiały o parametrach izotropowych, liniowo-sprężystych (tabela 1).

Tabela 1. Podstawowe parametry materiałowe elementów urządzenia

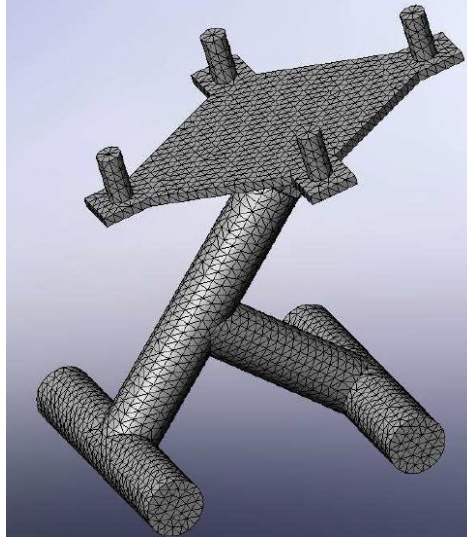
<b>Materiał</b>	<b>Moduł Younga [N/m<sup>2</sup>]</b>	<b>Współczynnik Poissona</b>
aluminium	$6,9 \cdot 10^{11}$	0,33
stal chromowa	$2,0 \cdot 10^{11}$	0,28
guma	$6,1 \cdot 10^6$	0,49

Źródło: [biblioteka programu SolidWorks]

a



b



Rysunek 4. Uproszczony model (a) oraz model z nałożoną siatką elementów skończonych (b)

## 4.2. Analiza wytrzymałościowa urządzenia

W kolejnym kroku model poddany został analizie wytrzymałościowej mającej na celu zobrazowanie zachowania się poszczególnych części urządzenia w przypadku, gdy ćwiczenie następuje bez obciążenia, to znaczy,



kiedy na urządzeniu nie są założone ciężarki. Ruchy wykonywane stopą imituje moment, przyłożony w miejscu, gdzie podczas ćwiczeń znajduje się stopa.

Podczas obliczeń momentu, jego wartość została uwzględniona biorąc pod uwagę takie czynniki jak typ mięśni, które generują siłę podczas ruchu, położenie górnej części urządzenia, na którym znajduje się stopa oraz rodzaj ćwiczenia. Siła zależna jest od typu mięśni, które biorą udział podczas ruchu. W pracy uwzględniane są dwa położenia: położenie I oraz położenie II.

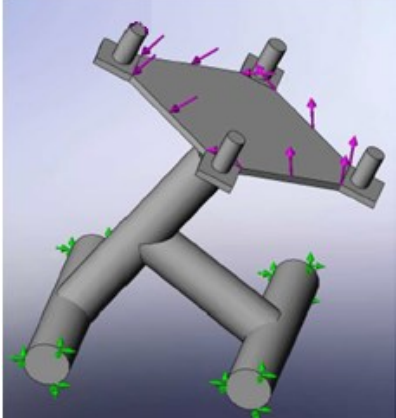
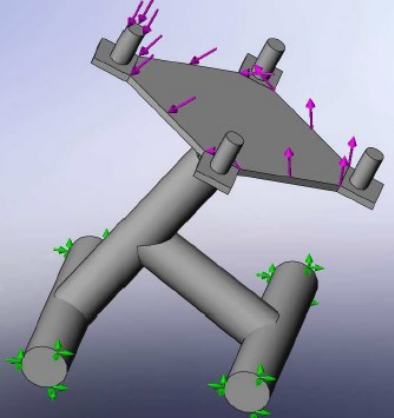
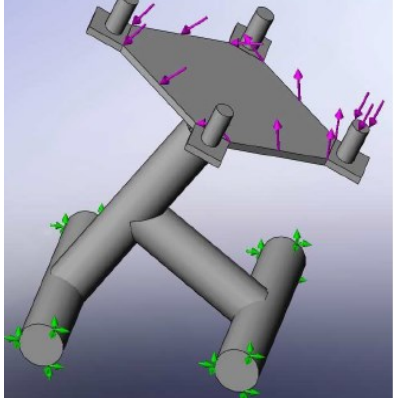
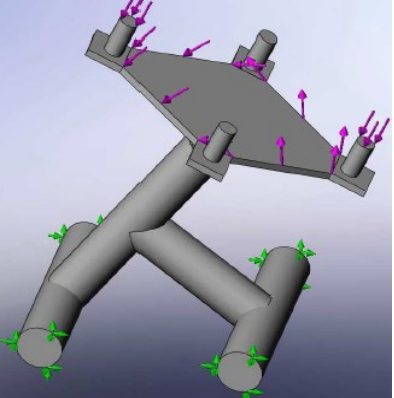
W położeniu I, obrazowana jest sytuacja, gdy podczas ćwiczenia następuje zgięcie podeszwowe. Biorą w nim udział wszystkie mięśnie, które znajdują się do tyłu od poprzecznej osi górnego stawu skokowego. Są to mięsień trójgłowy łydki, zginacz długi palucha, zginacz długi palców, zginacz piszczelowy tylny, oraz strzałkowy długi i krótki. Wykonują one pracę równą 21.2 kGm.

Położenie II obrazuje sytuację, gdy podczas ćwiczenia następuje zgięcie grzbietowe. Biorą w nim udział wszystkie mięśnie, których droga wiedzie do przodu, od poprzecznej osi górnego stawu skokowego. Są to mięśnie: piszczelowy przedni oraz prostownik długi palców, palucha i strzałkowy trzeci. Praca, jaką wykonują mięśnie podczas zgięcia grzbietowego równa jest 4.25 kGm. Według definicji jednostka momentu sił kGm liczona jest jako moment, z jakim działa siła 1kg na ramieniu 1m (prostopadle do ramienia), w miejscu, w którym przyśpieszenie ziemskie wynosi 9.806 m/s<sup>2</sup>, zatem 1 kGm jest równy 9.806Nm. Na podstawie zebranych informacji obliczono wartości momentów w obu położeniach – zgięciu podeszwowym (207,9 Nm) oraz grzbietowym (42,6 Nm).

Powyższe wartości momentów, zostały zapisane w programie i wykorzystane podczas wykonywania analiz wytrzymałościowych. Podczas analizy na model oprócz obciążenia w postaci momentu zastępującego ruch stopy podczas ćwiczenia, zostały również przyłożone siły imitujące założony ciężarek. Wartość tych sił przyjęto na poziomie 30N.

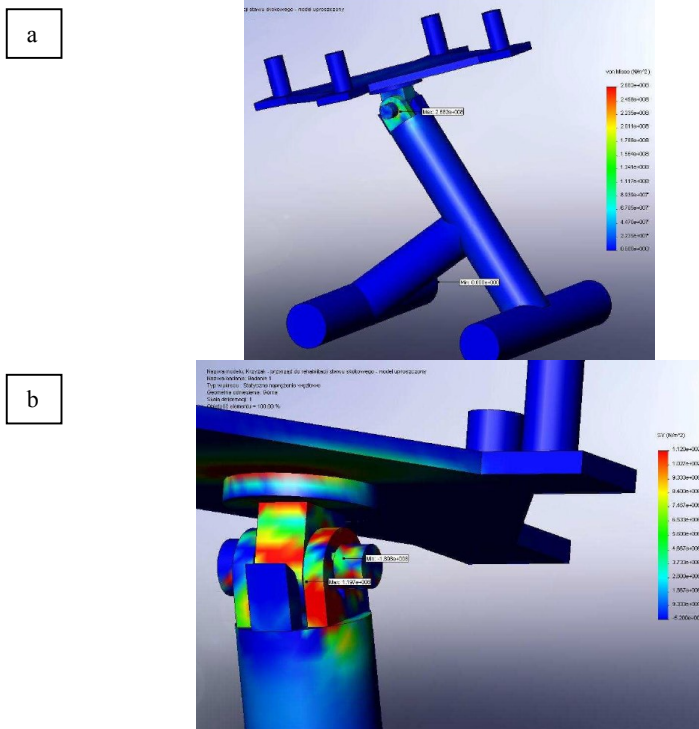
Analiza została przeprowadzona przy uwzględnieniu każdego z położen (położenie I i II). Podczas położenia I, zadany został moment równy 207.9 Nm oraz – w zależności od rodzaju badania – jedna lub dwie siły o wartości 30N. Podczas położenia II, wartość momentu równa była 41.6 Nm oraz również w zależności od rodzaju badania – jedna lub dwie siły o takiej samej wartości. Wszystkie analizowane przypadki wraz z rozkładem przyłożonych momentów oraz sił zostały przedstawione w tabeli 2.

Tabela 2. Analizowane przypadki w zależności od rozkładu przyłożonych sił i momentów

Moment	Siła I + moment
	
Siła II + moment	Siła I i II + moment
	

## 5. Wyniki analiz

Do oceny wyężenie części składowych modelu przyjęto wartość napężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego oraz wartość napężenia normalnego w osi X (rysunek5). Dodatkowo analizowano powstałe w wyniku przyłożonego obciążenia odkształcenia oraz przemieszczenia jako przydatne do oceny inżynierskiej projektu urządzenia.



Rysunek 5. Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy H-M-H (a) oraz rozkład naprężeń normalnych w osi X (b)

W tabeli 3 i 4 zamieszczono analizowane przypadki wraz z maksymalnymi wartościami naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń.

Tabela 3. Wyniki analiz dla położenia I

Położenie I – zgięcie podeszwowe	moment	siła I + moment	siła II + moment	siła I i II + moment
naprężenie [MPa]	268,2	272,9	262,5	267,9
odkształcenie [ $\times 10^{-4}$ ]	8,375	8,530	8,184	8,379
przemieszczenie [mm]	29,03	29,14	28,95	29,05

Tabela 4. Wyniki analiz dla położenia II

Położenie II – zgięcie grzbietowe	moment	siła I + moment	siła II + moment	siła I i II + moment
naprężenie [MPa]	77,68	85,05	68,88	77,85
odkształcenie [ $\times 10^{-4}$ ]	2,133	2,335	1,886	2,133
przemieszczenie [mm]	24,27	24,35	24,22	24,25

Analizując wyniki zamieszczone w tabelach, można zauważyć, iż największe naprężenia powstają podczas położenia pierwszego, czyli sytuacji, która obrazowała zgięcie podaszowe stopy. Wynika to z faktu, iż podczas tego właśnie ruchu, mięśnie wykonują największą pracę. Również możemy zauważyć, iż wartości naprężeń oraz odkształceń powstałych w wyniku analizy podczas tego właśnie ruchu są ponad dwa razy większe, niż w przypadku zgięcia grzbietowego. Podczas tego właśnie zgięcia, w stawie skokowym pracuje większość mięśni odpowiedzialnych za poruszanie się „do przodu”, a co za tym idzie do większej aktywności mięśni podczas ćwiczenia. Największe różnice występują pomiędzy „położeniem I” i „położeniem II”, zarówno w naprężeniach zredukowanych i odkształceniach. Porównując sytuacje, gdy do modelu przyłożone jest obciążenie, ta różnica jest prawie dwa razy większa.

## 6. Podsumowanie

Przegląd dostępnych na rynku urządzeń do rehabilitacji stawu skokowego oraz analiza potrzeb wynikająca z rozpoznania procesu usprawniania pacjentów ujawniła potrzebę stworzenia bardziej kompleksowego przyrządu. Zasadniczym celem pracy było zaproponowanie usprawnień a nawet wprowadzenie nowych funkcji urządzenia, pozwalających na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnym i poprzecznym stopy, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności. Ponadto została dodana możliwość regulacji kąta pochylecia całego urządzenia w trzech zakresach, co również poprzez zwiększenie ruchliwości stopy, pozwala na jej efektywniejszą rehabilitację.

## Literatura

1. Błaszczyk J.W., *Biomechanika Kliniczna podręcznik dla studentów m,edycyny i fizjoterapii*, Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004
2. Marciniak W., Szulc A., *Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja*. Warszawa, Wydawnictwo PZWL, 2008
3. Będziński R., *Biomechanika inżynierska*, Oficyna Wydawnictwa Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
4. <http://www.abcbodybuilding.com> (data dostępu: 01.05.15)
5. Zembaty A., *Kinezyterapia*, Wydawnictwo Kasper, Kraków 2003
6. <http://www.answers.com> (data dostępu: 01.05.15)
7. Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wydawnictwo BK, Wrocław 2001, (wyd. 3)
8. Donskoj D.D., *Biomechanika ćwiczeń fizycznych*, Moskwa 1979
9. Rusiński E., *Metoda elementów skończonych*, Wydawnictwa komunikacji i łączności, Warszawa 1994