

Dagmara TEJSZERSKA, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Adrian KOŚCIELNY, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice
Robert MICHNIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

PROJEKT URZĄDZENIA DO POMIARU SIŁ MIĘŚNIOWYCH TUŁOWIA

Streszczenie: W ramach pracy opracowano projekt urządzenia do oceny sił mięśni tułowia. W oparciu o przyjęte założenia opracowano cztery koncepcje urządzenia. Na podstawie przeprowadzonej optymalizacji punktowej do dalszych prac projektowych wybrano dwa warianty. Dla wybranych koncepcji urządzenia przeprowadzono obliczenia wytrzymałościowe przy wykorzystaniu MES w programie AnsysWorkbench.

1. WSTĘP

Człowiek od zawsze starał się mierzyć siłę mięśni. Pierwsze pomiary miały charakter pomiarów intuicyjnych, doświadczalnych, toteż były niedokładne i niemiernodajne. Wraz z rozwojem techniki powstały urządzenia, które są urządzeniami mechanicznymi i elektronicznymi. Współczesne przyrządy pomiarowe umożliwiają badanie momentu sił w stawie łokciowym, barkowym, kolanowym, skokowym, biodrowym oraz nadgarstka. Pomiar sił mięśniowych ma istotne znaczenie w wielu dziedzinach życia, takich, jak np. sport, rehabilitacja i medycyna. We współczesnym sporcie, który wiąże się z ogromnym prestiżem oraz chęcią bicia nowych rekordów, pomiar siły mięśni ma istotne znaczenie, bowiem dzięki niemu można określić optymalny cykl treningowy sportowca i etapy jego przygotowań. Urządzenia pomiarowe znalazły także zastosowanie w rehabilitacji - na podstawie wyników badań można dobierać odpowiedni cykl rehabilitacyjny uszkodzonego stawu, a następnie oceniać i analizować powrót pacjenta do zdrowia. Urządzenia te, poprzez odpowiednie wykorzystanie pomiarów, umożliwiają podejmowanie słusznych decyzji w wyżej omówionych dziedzinach życia, pozwalają zaoszczędzić czas oraz zbędny wysiłek [6], [10].

Pomiary momentów sił mięśniowych wykonywane są na specjalnie zaprojektowanych stanowiskach [10], [9], [5] lub przy wykorzystaniu urządzeń dostępnych na rynku [6]. Przykładem takich urządzeń mogą być: wielofunkcyjny fotel UPR-1 A - Fotel firmy SUMER przeznaczony jest do celów rehabilitacyjno-pomiarowych, do pomiaru sił prostowników i zginaczy stawu kolanowego oraz łokciowego (Rys. 1). Genu 3 - Urządzenie wykonane przez Biodex Medical Systems do pomiaru i rehabilitacji stawu kolanowego w zakresie wyprostu i zginania. Służy do wykonywania ćwiczeń hydrodynamicznych, izokinetycznych i izotonicznych. Genu 3 zapewnia maksymalny wysiłek przy pełnym zakresie ruchu oraz koordynację nerwowo-mięśniową (Rys. 2).

Badania pomiarów momentów sił mięśniowych najczęściej prowadzone są w celu określenia topografii poszczególnych zespołów mięśniowych [1], [9], [11], [5]. W badaniach przeprowadzonych przez Fidelusa [4], Mastalerza [7] oraz Staniszewskiego [8] pomiary momentów sił mięśniowych wykorzystano do oceny treningu sportowego. Z kolei Czamara [2] zastosował tego typu pomiary do oceny i monitorowania postępów rehabilitacji.



Rys. 1. Wielofunkcyjny fotel UPR-1 A

Rys. 2. Wielofunkcyjne urządzenie Genu 3

2. CEL PRACY

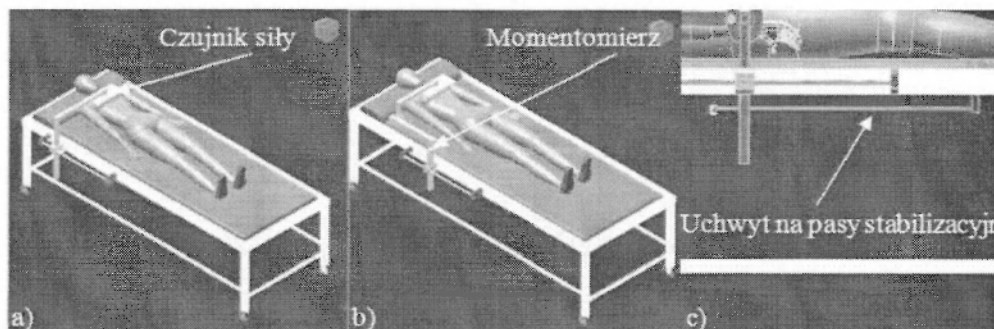
Celem pracy było opracowanie projektu urządzenia do pomiaru sił mięśniowych tułowia. Przystępując do projektowania urządzenia przyjęto następujące założenia:

- Urządzenie musi posiadać stabilną i bezpieczną konstrukcję dla badanej osoby,
- Elementy układu pomiarowego oraz stabilizujące powinny umożliwiać szybkie i łatwe przeprowadzenie pomiaru,
- Urządzenie powinno pozwalać na przeprowadzenie pomiarów dla osób w dowolnym przedziale wiekowym,

3. KONCEPCJE URZĄDZEŃ DO POMIARU SIŁ TUŁOWIA

Na podstawie przyjętych założeń opracowano cztery koncepcje urządzenia. Wizualizacje poszczególnych koncepcji wykonano w programie INVENTOR 2009.

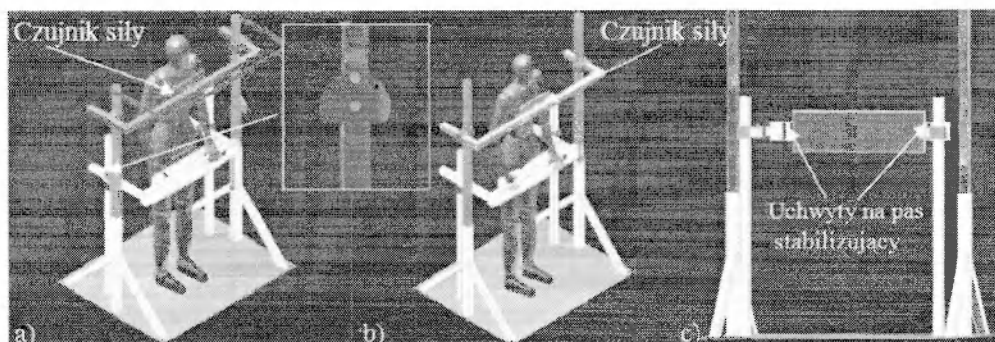
W koncepcji pierwszej i drugiej urządzenia pomiary sił mięśni tułowia dokonywane są w pozycji leżącej. Stabilizacja dolnej części ciała odbywa się za pomocą pasów mocowanych do łóżka i unieruchamiających uda badanych osób (Rys. 3). W koncepcji pierwszej pomiar jest dokonywany za pomocą czujnika siły umieszczonego na dźwigni (Rys. 3). W koncepcji drugiej pomiar jest dokonywany za pomocą momentomierza (Rys. 3)



Rys. 3. Koncepcje urządzeń a) koncepcja pierwsza, b) koncepcja druga, c) sposób stabilizacji badanej osoby

W koncepcji trzeciej i czwartej pomiar sił mięśni tułowia odbywa się w pozycji stojącej. Stabilizacja kończyn dolnych dokonywana jest za pomocą pasów mocowanych do ramy

urządzenia i unieruchamiających uda badanej osoby (Rys. 4). Pomiar odbywa się za pomocą czujników siły. W koncepcji czwartej istnieje możliwość pochylenia czujnika siły pod kątem w zakresie od 90° do 45° za pomocą przegubów znajdujących się w ramie urządzenia na której znajduje się podziałka katowa (Rys. 4). W koncepcji trzeciej pomiar odbywa się tylko pod kątem 90° (Rys. 4).



Rys. 4. Koncepcje urządzeń a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta, c) rama stabilizacyjna

Do dalszych prac projektowych wybrano koncepcje trzecią i czwartą. Przy wyborze rozwiązania konstrukcyjnego posłużono się metodą optymalizacji punktowej [3]. Poszczególne koncepcje urządzenia oceniano na podstawie następujących kryteriów: prostota pomiarów, prostota stabilizacji badanej osoby, pozycja pomiarowa, ilość zajmowanego miejsca przez urządzenie, masa urządzenia.

5. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA WYBRANYCH KONCEPCJI

5.1. Wstępne założenia

Opracowany za pomocą programu INVENTOR modele geometrii urządzenia został eksportowany do programu Ansys WorkBench. W programie tym dokonano dyskretyzacji w programie Ansys Workbench na elementy skończone, oraz przeprowadzono obliczenia. Obliczenia przeprowadzono dla dwóch wariantów obciążenia:

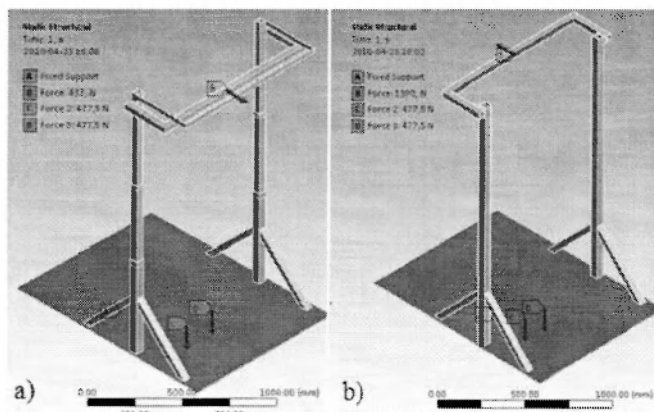
- Wariant I – przyłożenie siły od zginaczy tułowia, wartość siły wynosi 437 [N], oraz przyłożenie dwóch sił na podstawę urządzenia pochodząca od masy badanej osoby, wartość siły wynosi 477,5 [N] (Rys. 5)
- Wariant II – przyłożenie siły od prostowników tułowia, wartość siły wynosi 1390 [N], oraz przyłożenie dwóch sił na podstawę urządzenia pochodząca od masy badanej osoby, wartość siły wynosi 477,5 [N] (Rys. 6)

Siła została przyłożona w miejscu styku przyrządu pomiarowego z tułowiem. Wartości sił mięśniowych i sił pochodzących od masy badanej osoby obliczone zostały na podstawie doświadczalnych wyników badań momentów sił mięśniowych przeprowadzonych przez Trzaskome [9]. Są to wartości maksymalne, które uzyskane zostały przez mężczyzn w przedziale wiekowym od 19 do 31 lat.

Tabela 1. Własności materiałowe

Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Granica plastyczności [MPa]
200000	0,3	460	250

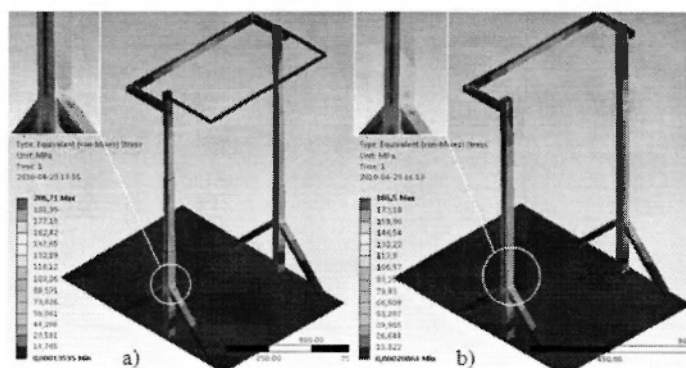
Platforma urządzenia została utwierdzona. Model urządzenia został zdyskretyzowany za pomocą czworościanów o rozmiarze elementu pomiędzy węzłami wynoszącymi 15 mm. W przypadku zginania mięśni tułowia otrzymano dla koncepcji trzeciej i czwartej odpowiednio 109123 i 96159 elementów skończonych. Natomiast przy prostowaniu mięśni tułowia otrzymano 109237 i 96863 dla koncepcji trzeciej i czwartej. W obliczeniach przyjęto dane materiałowe dla stali (tabela 1). Dla takich założeń wstępnych, zostały wyznaczone naprężenia i odkształcenia.



Rys. 5. Przyjęty schemat obciążeń dla a) wariantu I, b) wariantu II

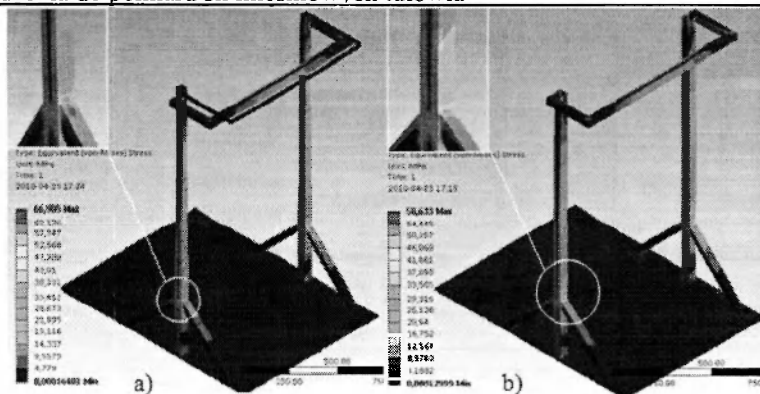
5.2. Analiza naprężeń

Na podstawie przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można wywnioskować, iż największe naprężenia występują podczas prostowania mięśni tułowia. W koncepcji trzeciej wyniosły 207 [MPa], natomiast w koncepcji czwartej 186,5 [MPa] (Rys. 7). Naprężenia występujące w dźwigni koncepcji trzeciej i czwartej nie przekroczyły 75 [MPa].



Rys. 7. Mapa naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-von Misesa dla I wariantu obliczeń: a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

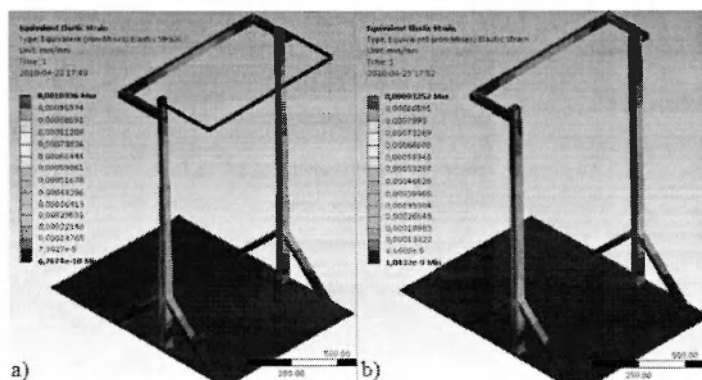
Podczas zginania mięśni tułowia wystąpiły dużo niższe naprężenia niż w poprzednim przypadku. Dla koncepcji trzeciej i czwartej wyniosły odpowiednio 67 [MPa] i 59 [MPa] (Rys. 8). Naprężenia występujące w dźwigni obu koncepcji nie przekroczyły 20 [MPa].



Rys. 8. Mapa naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-von Misesa dla II wariantu obliczeń: a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

5.3. Analiza odkształceń

Analizując odkształcenia można zauważyć, że najwyższe odkształcenia uzyskano dla prostowania mięśni tułowia. Dla koncepcji czwartej wartości te były minimalnie niższe niż dla koncepcji trzeciej (Rys. 9). Odkształcenia dla obydwu koncepcji wyniosły kolejno 0,00103 i 0,00093 oraz znajduje się w tym samym miejscu co maksymalne naprężenia. Odkształcenia występujące w dźwigni koncepcji trzeciej i czwartej nie przekroczyły 0,00036.



Rys.9. Mapa odkształceń dla I wariantu obliczeń
a) koncepcja trzecia, b) koncepcja czwarta

6. WNIOSKI

Z przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można wywnioskować, że najwyższe naprężenia występują w koncepcji trzeciej podczas prostowania mięśni tułowia. W żadnym z wariantów przeprowadzonych obliczeń numerycznych nie zostały przekroczone naprężenia dopuszczalne. W koncepcji czwartej naprężenia dla tego przypadku są niższe o około 20 [MPa]. Podczas zginania mięśni uzyskane naprężenia są około trzy razy mniejsze niż w momencie prostowania mięśni tułowia. W koncepcji trzeciej, podobnie jak w pierwszym przypadku, uzyskano minimalnie wyższe naprężenia niż w koncepcji czwartej. Różnią się

między sobą wartością około 10 [MPa]. Maksymalne odkształcenia uzyskane dla obydwu przypadków są znikome.

LITERATURA

- [1] Buśko K., „Topografia momentów sił mięśniowych koszykarzy”, *Wychowanie fizyczne i sport* 1998, Nr 1, s. 127- 123
- [2] Czamara A.: Moments of muscular strength of knee joint extensors and flexors during physiotherapeutic procedures following anterior cruciate ligament reconstruction in males, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 10, No. 3, 2008
- [3] Dietrych J., Kocańda S., Korewa W.: *Podstawy konstrukcji maszyn, część I*, Wydanie trzecie całkowicie zmienione, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1969
- [4] Fidelus K., Mastalerz A., Ostrowska E., Urbanik Cz., Wychowański M.: Zmiana mocy i siły mięśniowej pod wpływem treningu skocznościowego, *Monografie AWF Poznań* 1996, nr 330, s. 171-176
- [5] Gorwa J: Przeciżenia dynamiczne oraz biomechaniczny profil u tancerzy zawodowych uprawiających taniec klasyczny i współczesny, *Praca doktorska*, Poznań 2007
- [6] Guzik A., Cierzniewski R.: Doświadczalne wyznaczanie charakterystyk zespołów mięśni kończyny górnej podczas skurczu izometrycznego, *Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej* nr 24, Gliwice 2004
- [7] Mastalerz A: Reakcja układu mięśniowego na wysiłki o maksymalnej intensywności, *Studia i Monografie* nr 124, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2008
- [8] Staniszewski M., Mastalerz A., Urbanik Cz., „Zmiany wartości momentów w efekcie czterotygodniowego treningu na równi pochyłej”, *Wychowanie fizyczne i sport* 2007, nr 51, s. 35-39
- [9] Trzaskoma Z.: Maksymalna siła mięśniowa i moc maksymalna kobiet i mężczyzn uprawiających sport wyczynowo, *Studia i Monografie* nr 94, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2003
- [10] Wit A.: *Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca*, Instytut Sportu Warszawa, 1992.
- [11] Wychowański M.: *Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka*, *Studia i Monografie*, Wydawnictwo AWF, Warszawa 2008

PROJECT OF DEVICE FOR MEASURING THE TRUNK MUSCLE FORCES

Summary. In the frame of this work presents project of device for measuring the trunk muscle forces was elaborated. On the basis of the assumptions four conceptions of device were elaborated. Two variants of device were accepted on the basis of the chosen criterion. Strength analysis in ANSYS Workbench was done for chosen conceptions of device.