

Robert MICHIK, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice
Kamil SZEWERDA, Studenckie Koło Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Śląska, Gliwice

ANALIZA OBCIĄŻENIA KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO NA POZIOMIE L5/S1 W OPARCIU O MODEL CHAFFINE'A

Streszczenie. W ramach pracy przeprowadzono badania doświadczalne oraz modelowe pozwalające na wyznaczenie obciążeń kręgosłupa lędźwiowego na poziomie L5/S1. Obliczenia numeryczne przeprowadzono wykorzystując autorski program komputerowy napisany w środowisku MatLab. Algorytm obliczeń został opracowany na podstawie założeń modeli Stotte'a oraz Chaffine'a. W obliczeniach wykorzystano przebiegi wielkości kinematycznych wyznaczonych przy wykorzystaniu systemu APAS. W pracy przedstawiono wyniki obliczeń dla czynności siadania i wstawiania z krzesła oraz skłonu.

1. WSTĘP

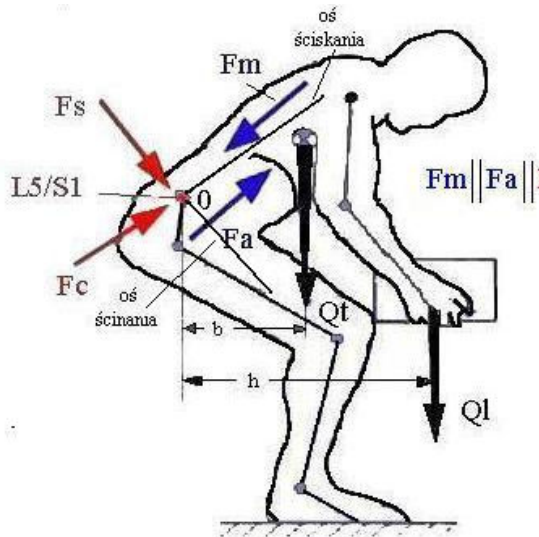
Przeciążenia kręgosłupa oraz choroby wynikające z nieprawidłowego obciążenia tego narządu są dziś wielkim problemem i mogą mieć poważne konsekwencje w zdolności prawidłowego funkcjonowania. Wynikiem przeciążenia, poza bólem i nieprzyjemnym uczuciem zmęczenia w rejonie pleców, są znacznie bardziej niebezpieczne schorzenia jak dyskopatia lub kręgozmyk. Nagminnie popełniany przez wielu ludzi błąd powodujący wzrost obciążeń kręgosłupa ma miejsce w chwili podnoszenia nawet drobnych przedmiotów z podłoża. W pracy analizowano obciążenia kręgosłupa lędźwiowego podczas wstawiania i siadania na krzesło oraz podnoszenia z podłogi przedmiotu na wyprostowanych lub ugiętych kończynach dolnych.

2. ANALIZA OBCIĄŻEŃ KRĘGOSŁUPA NA POZIOMIE KEGÓW L5/S1

2.1. Model wykorzystany do obliczeń obciążeń kręgosłupa

Wykorzystany do obliczeń numerycznych algorytm bazuje na założeniach przyjętych w modelach Stotte'a oraz Chaffine'a. Analiza obciążeń w odcinku lędźwiowym przeprowadzana jest w oparciu o płaski schemat obciążeń działających w płaszczyźnie strzałkowej i będących wynikiem oddziaływania sił zewnętrznych oraz wewnętrznych. W modelu uwzględniono: siłę pochodzącą od ciśnienia śródbrzusznego, siłę mięśni grzbietu, siłę ścinającą oraz ściskającą działające na krążek międzykręgowy n a poziomie L5-S1 oraz siły wynikające z ciężaru górnej części ciała (tułów wraz z głową, kończyny górne) i dodatkowego obciążenia. Wartość siły wynikającej z oddziaływania ciśnienia śródbrzusznego uzależniono od pola powierzchni przepony, kąta w stawie biodrowym oraz

momentu pochodzącego sił zewnętrznych (ciężaru tułowia, głowy, kończyn górnych oraz dodatkowych obciążeń). Oddziaływanie mięśni grzbietu zamodelowano jako siłę skupioną działającą prostopadle do płaszczyzny ścinania. Kąt nachylenia płaszczyzny ścinania pomiędzy kręgami L5/S1 uzależniono od kąta pochylenia tułowia oraz kątów w stawie biodrowym i kolanowym. W oparciu o przyjęty rozkład sił (rys. 1) wyprowadzono równania równowagi rozwiązywanych numerycznie.

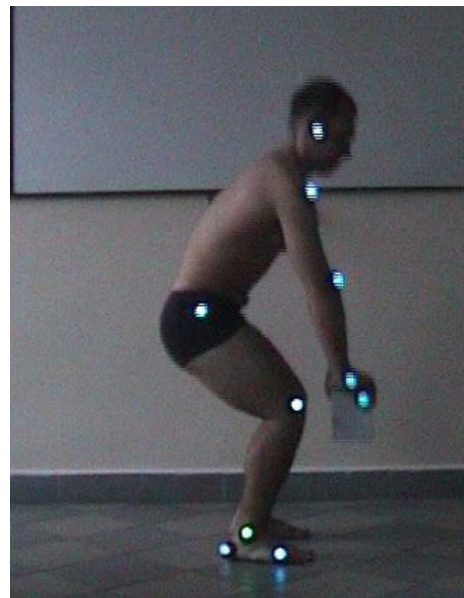


- Q_t - siła ciężkości tułowia powyżej poziomu kręgowego L5/S1 bez ciężaru kończyn,
- Q_l - siła ciężkości kończyn górnych wraz z obciążeniem dodatkowym,
- F_a - siła pochodząca od ciśnienia śródbrzusznego,
- F_m - siła mięśni grzbietu.
- F_s - siła ścinająca,
- F_c - siła ściskająca.

Rys.1. Przyjęty rozkład sił działających na kręgosłup lędźwiowy na poziomie L5/S1

Na podstawie opracowanego algorytmu obliczeń został napisany w środowisku MatLab autorski program komputerowy pozwalający na analizę obciążeń w kręgosłupie lędźwiowym zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych.

Do obliczeń wykorzystano przebiegi wielkości kinematycznych wyznaczonych za pomocą systemu APAS. Badania kinematyki przeprowadzono rejestrując ruch osoby za pomocą jednej kamery wideo, ustawionej w taki sposób, że oś obiektywu była ustawiona prostopadle do płaszczyzny strzałkowej. Na ciele badanej osoby umieszczono 10 markerów w charakterystycznych punktach antropometrycznych: środek głowy, staw ramienny, staw łokciowy, nadgarstek, koniec palców ręki, krętarz wielki (rejon biodra), kłykiec boczny kości piszczelowej (rejon kolana), kostka boczna, koniec pięty, koniec palców stopy.



Rys.2. Rozmieszczenie markerów na ciele badanej osoby

3. WYNIKI OBLICZEŃ

W ramach pracy przeprowadzono pomiary kinematyki dla trzech czynności:

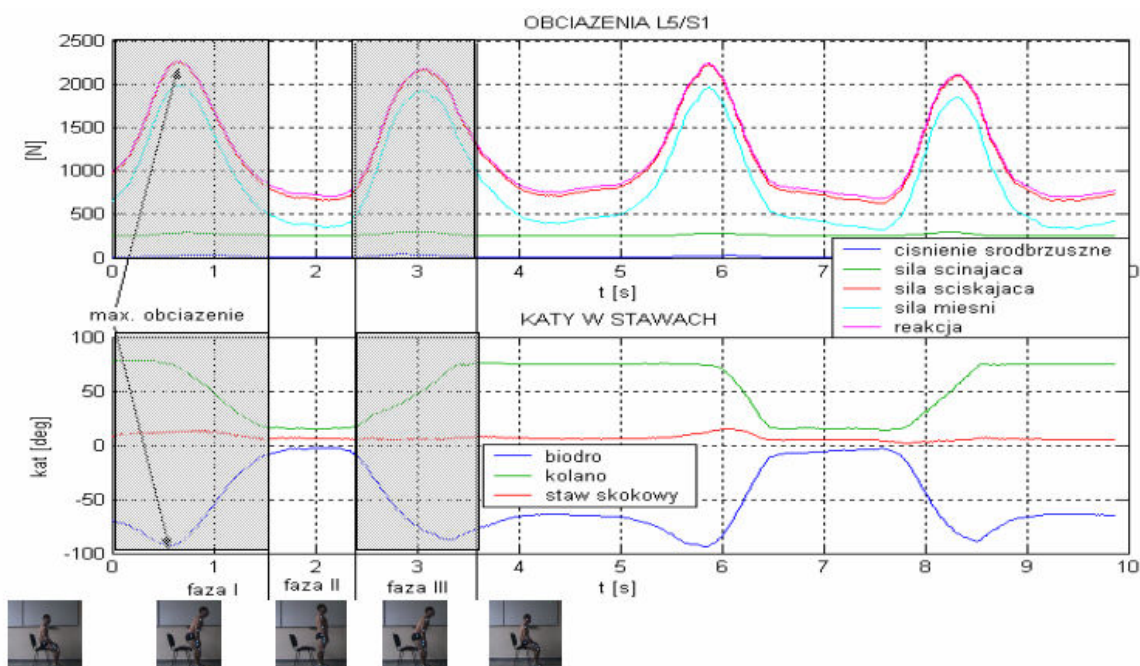
- wstanie i siadanie na krześle bez podłokietników,
- podnoszenie przedmiotu z ziemi rozpoczynające się od postawy stojącej na wyprostowanych nogach,
- podnoszenie przedmiotu z ziemi rozpoczynające się od postawy stojącej poprzez wykonanie przysiadu.

3.1. Wstawanie i siadanie na krześle bez podłokietników

Czynność siadania podzielono na trzy fazy:

- **Faza I** wstawanie trwająca od czasu $t_0 = 0$ do czasu $t_{w1} = 1,6$ s
- **Faza II** postawa stojąca trwająca od czasu $t_{w1} = 1,6$ s do czasu $t_{w2} = 2,4$ s
- **Faza III** siadanie trwająca od czasu $t_{w2} = 2,4$ s do czasu $t_{w3} = 3,6$ s

Największe obciążenie kręgosłupa na poziomie L5/S1 występują w fazie I w chwili, gdy osoba odrywa się od krzesła oraz pod koniec fazy trzeciej. Wartość maksymalna tych obciążeń przekracza 2200N, co odpowiada prawie trzykrotnej wartości ciężaru badanej osoby. Obciążenie to narasta podczas pochylania tułowia do przodu, czyli w momencie zginania stawu biodrowego. Jak wynika z analizy wykresów największą rolę w obciążeniach kręgosłupa na poziomi L5/S1 ma siła ściskająca oraz siły mięśni grzbietu odpowiedzialne za zrównoważenie momentu sił ciężkości górnej części ciała.



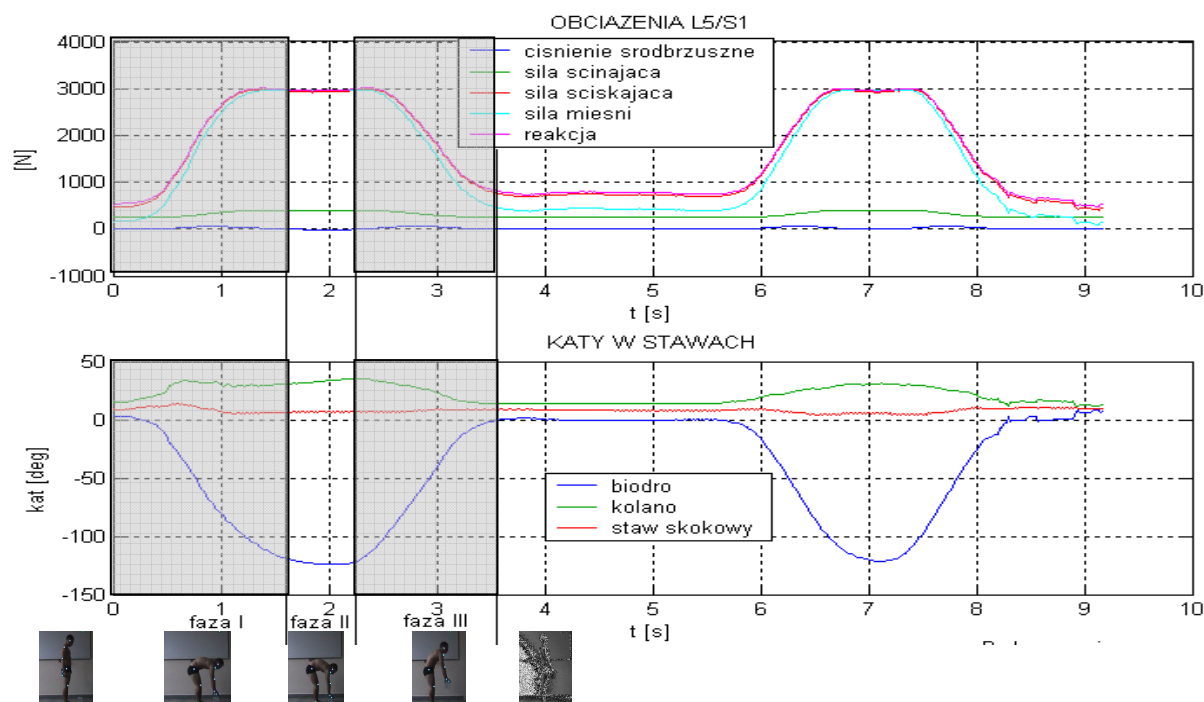
Rys.3. Wykres obciążeń kręgosłupa podczas siadania na krześle

3.2. Podnoszenie przedmiotu na wyprostowanych kończynach dolnych

Czynność tą podzielono na trzy fazy:

- **Faza I** schyłanie trwająca od czasu $t_0 = 0$ do czasu $t_{w1} = 1,7$ s
- **Faza II** pozycja maksymalnego schyłania trwająca od czasu $t_{w1} = 1,7$ s do czasu $t_{w2} = 2,2$ s,

- **Faza III** prostowanie trwająca od czasu $tw2 = 2,2$ s do czasu $tw3 = 3,6$ s



Rys.4 Wykres obciążeń kręgosłupa podczas podnoszenia przedmiotu na wyprostowanych kończynach dolnych

Początek trwania stanu maksymalnego obciążenia(ok. 3 kN) rozpoczyna się pod koniec fazy I, trwa całą fazę II i kończy się na początku fazy III. Występuje to w pozycji, w której badana osoba znajduje się w maksymalnym skłonie. Najmniejsze obciążenie występuje w pozycji stojącej, która jest pozycją wyjściową i końcową analizowanej czynności.

Z powyższych rozważań wynika, że siła pochodząca od ciężaru górnej części ciała rozkłada się na składową ściskającą i ścinającą. Składowa ściskająca ma zasadnicze znaczenie i rośnie wraz ze wzrostem kąta zgięcia tułowia względem uda. Siła ściskająca jest znacznie mniejsza co do wartości i w czasie wykonywania skłonu lub wyprostuj tułowia zmienia się w bardzo małym zakresie.

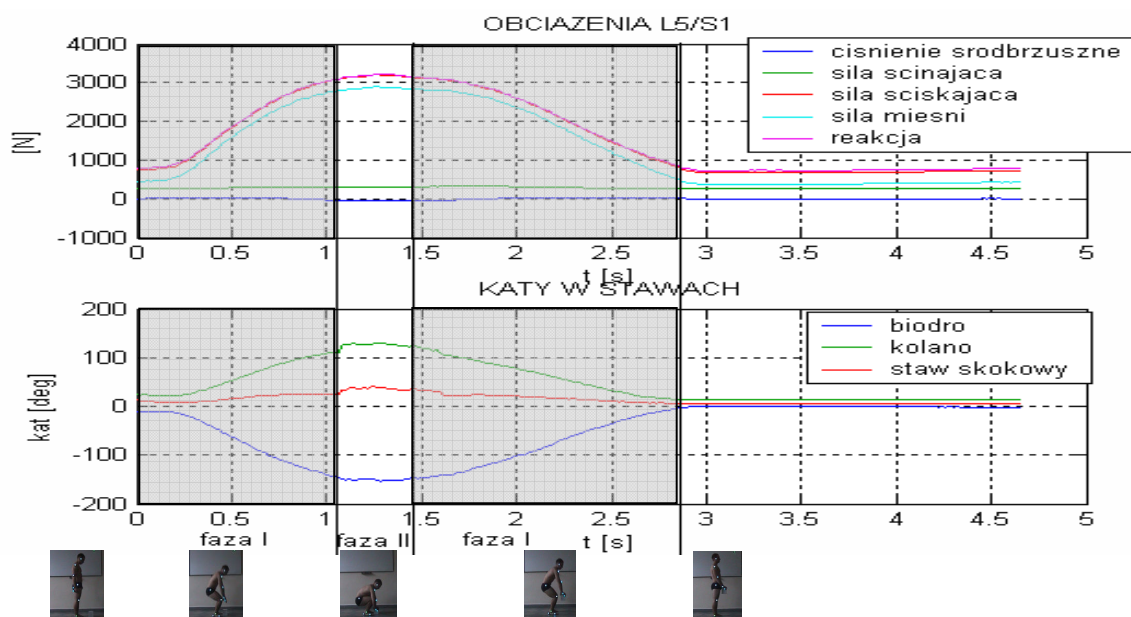
3.3. Podnoszenie przedmiotu na ugiętych kończynach dolnych

Czynność tą podzielono na trzy fazy:

- Faza I przysiad trwająca od czasu $t_0 = 0$ do czasu $tw1 = 1,1$ s
- Faza II chwytanie trwająca od czasu $tw1 = 1,1$ s do czasu $tw2 = 1,4$ s
- Faza III wyprost trwająca od czasu $tw2 = 1,4$ s do czasu $tw3 = 2,8$ s

Maksymalne obciążenie kręgosłupa na poziomie ok. 3kN w czasie wykonywania tej czynności występuje w momencie, gdy badana osoba jest w przysiadzie. Obciążenie kręgosłupa jest największe przy maksymalnym zgięciu bioder w fazie najgłębszego przysiadu. Obciążenie to wzrasta właśnie w tym miejscu wzrasta z dwóch przyczyn: pierwsza to przemieszczenie się środka masy do przodu (wychylenie tułowia w celu uchwycenia przedmiotu) o ok. 10 cm co powoduje wzrost wartości momentu pochodzącego od ciężaru górnej części ciała i ewentualnie ciężaru utrzymanego w rękach, drugą przyczyną jest wzrost obciążenia pochodzącego od sił mięśniowych.

Mięśnie szczególnie mięśnie grzbietu muszą wygenerować siłę, która zapewni utrzymanie równowagi badanej osobie. Siła taka musi równoważyć działanie sił pochodzących od ciężaru górnej części ciała. Obciążenia kręgosłupa na poziomie L5 / S1 maleją w chwili, gdy zaczyna się druga faza czyli gdy badana osoba zaczyna się wyprostowywać i osiąga swoją wartość minimalną w pozycji stojącej.



Rys.5. Wykres obciążeń kręgosłupa podczas podnoszenia przedmiotu z ugiętymi kończynami dolnymi

4. WNIOSKI

Niezależnie od rodzaju wykonywanej czynności na podstawie przeprowadzonej analizy można stwierdzić następującą zależność między zgięciem stawu biodrowego (kątem między tułowiem i udem) i wartością obciążenia kręgosłupa: *Im większy kąt zgięcia w stawie biodrowym tym większa siła obciążająca działa na kręgosłup w odcinku lędźwiowym na poziomie kręgów L5 /S1.* Fakt ten wytłumaczyć można przemieszczaniem się położenia środka masy w poziomie do przodu.

Porównując wyniki obliczeń dla podnoszenia przedmiotu z ugiętymi i wyprostowanymi kończynami dolnymi, można zauważyć, że w obydwu pozycjach maksymalne obciążenia są do siebie zbliżone. W przypadku podnoszenia przedmiotu na wyprostowanych kończynach dolnych wartości maksymalnych utrzymują się przez dłuższy czas. Ponadto w zmianie obciążeń w czasie dla podnoszenia na ugiętych kończynach jest łagodniejsza.

Kolejny aspekt przewagi metody prawidłowej nad nieprawidłową dotyczy już obciążenia całego kręgosłupa a nie tylko jego części lędźwiowej. W metodzie nieprawidłowej kręgosłup jest wygięty taki sposób, że plecy przypominają odwróconą i nieco spłaszczoną literę „U”. Takie wygięcie kręgosłupa wpływa na asymetryczne obciążenia krążków międzykręgowych. Może to doprowadzić do zmian przeciążeniowych krążków a przez co prowadzić do różnych powikłań z tym związanych m. in. do wystąpienia dyskopatii.

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] Tejszerska D., Świtoński E.: Biomechanika inżynierska. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.

ANALYSIS OF LOADS OF LUMBAR SPINE ON L5/S1 LEVEL ON THE BASIS OF CHAFFINE'S MODEL

Abstract. Within the framework of this work modeling and experimental investigations enabling determination of lumbar spine loads on L5/S1 level were carried out. Numerical calculations were carried out with the use of author's computer program written in Matlab. Algorithm of numerical calculations used in the program is based on assumptions accepted in Stotte's and Chaffine's models. Courses of kinematics parameters determined with the use of APAS system were used in calculations. Paper presents results of calculations for standing up and sitting down on a chair and forward bend.