

OCENA OBCIĄŻEŃ UKŁADU MIĘSNOWO-SZKIELETOWEGO W TRZECH TYPAH POSTAWY CIAŁA WEDŁUG DOLPHENSA

Nowakowska-Lipiec K.*, Sośniak P.**, Michnik R.*, Jochymczyk-Woźniak K.*, Zadoń H.*, Bibrowicz K.***, Szurmik T.****, Mitas A.*****

* Katedra Biomechaniki, Politechnika Śląska, ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze

** Studenckie Koło Naukowe „Biokreatywni”, Katedra Biomechaniki, Politechnika Śląska, ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze

*** Wyższa Szkoła Edukacji i Terapii, im. prof. Kazimiery Milanowskiej, ul. Grabowa 22, 61-473 Poznań

**** Uniwersytet Śląski, Wydział Etnologii i Nauk o Edukacji, ul. I. Paderewskiego 13, 43-400 Cieszyn

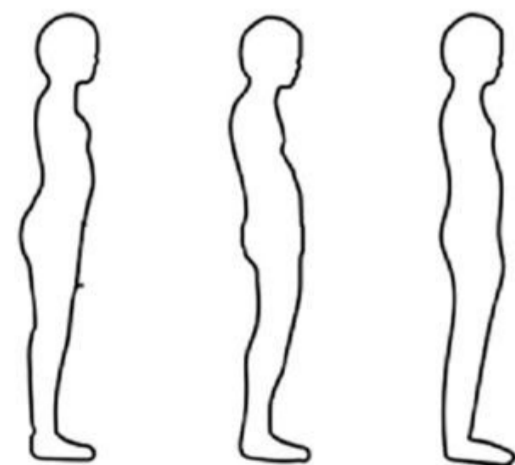
***** Katedra Informatyki Medycznej i Sztucznej Inteligencji, Politechnika Śląska, ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze

CEL PRACY

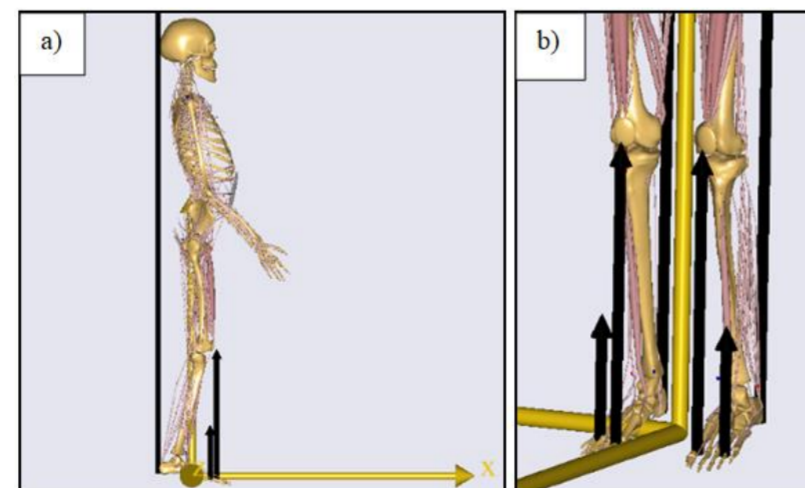
Celem niniejszej pracy była ocena wpływu typu postawy ciała (lordotyczna, kifotyczna i zrównoważona) na obciążenia układu szkieletowo-mięśniowego.

MATERIAŁ I METODA

Badaniami objęto grupę 29 osób (14 dziewcząt i 15 chłopców) w wieku od 18 do 30 lat z czego średnia wieku stanowiła 20 ± 2 lata, masa 72 ± 13 kg, a wysokość ciała 173 ± 9 cm. Każdy z pacjentów był zdrowy, niektórzy jednak skarżyli się na ból dolnego odcinka kręgosłupa. Dla każdego z pacjentów wyznaczono takie parametry jak: kąt pochylenia miednicy, nachylenie odcinka lędźwiowo-krzyżowego i piersiowo-lędźwiowego czy kąt nachylenia górnego odcinka kifozy. Na podstawie przeprowadzonych pomiarów, postawy pacjentów sklasyfikowano do jednej z trzech grup: kifotycznej, lordotycznej lub zrównoważonej. Podziału dokonano opierając się na założeniach klasyfikacji Dolphensa (Rys.1). Dodatkowo każdej osobie badanej wykonano zdjęcie w projekcji bocznej dzięki któremu wyznaczono wartość położenia środka masy oraz kąty ułożenia poszczególnych segmentów ciała względem osi pionowej (stopa, noga, tułów, ręka, głowa). W celu zamodelowania postawy ciała pacjentów w środowisku AnyBody Modeling System (Rys. 2a), dokonano skalowania modelu układu szkieletowo-mięśniowego względem masy i wysokości ciała badanej osoby. Pozwoliło to na określenie miejsc (współrzędnych) przyłożenia sił reakcji podłoża na stopę, dzięki którym zdefiniowano wielkości, które należy przyłożyć do stopy w celu stabilnego ustawienia modelu w programie (Rys 2b).



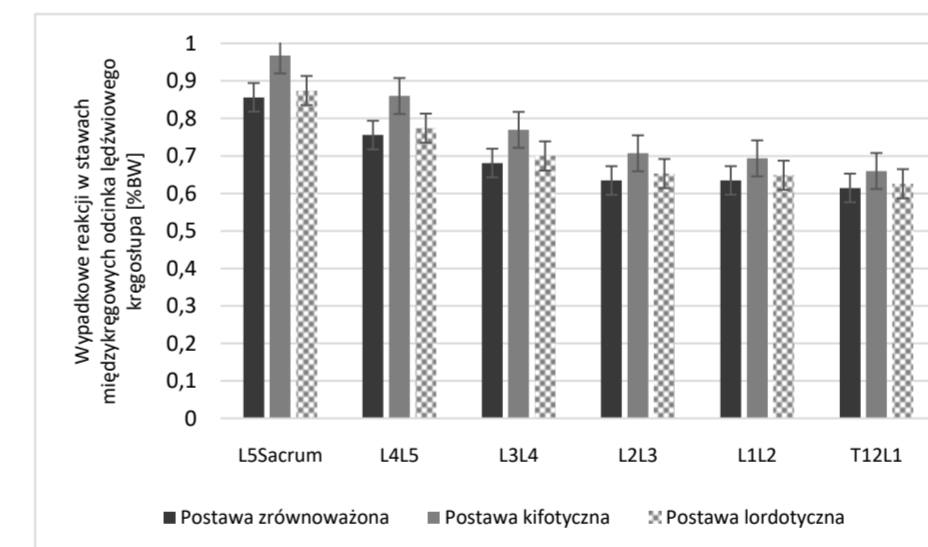
Rys.1. Podział wad postawy wg. Dolphensa: a) neutralna, b) kifotyczna, c) lordotyczna.



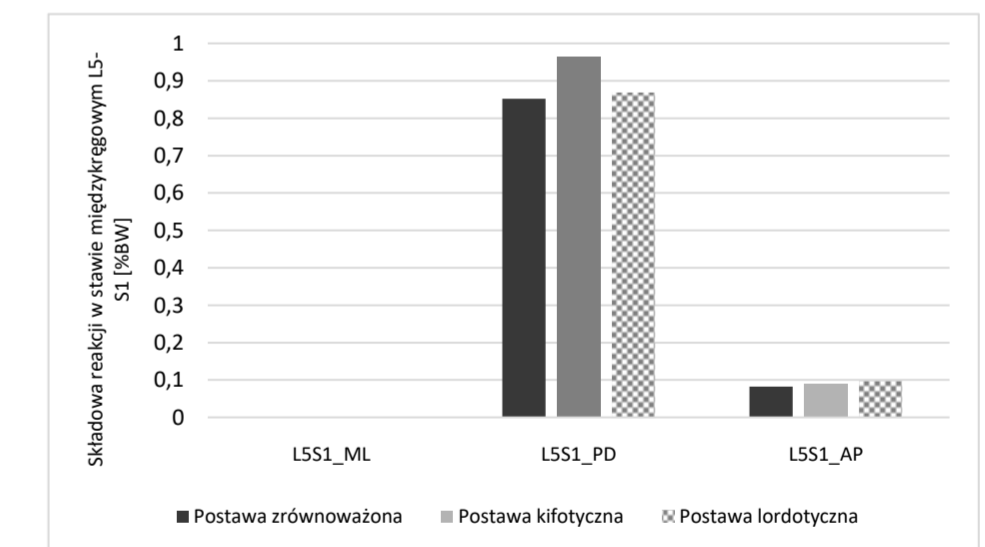
Rys.2. a) Zamodelowana postawa jednego z pacjentów w programie AnyBody b) miejsca przyłożenia sił reakcji podłoża na stopę.

WYNIKI

Na podstawie analizy otrzymanych wyników można stwierdzić, że największe obciążenie na stawy międzykręgowy odcinka lędźwiowego kręgosłupa występuje u osób z postawą kifotyczną (średnio 0,8%BW), natomiast w przypadku postawy zrównoważonej oraz lordotycznej wynik ten jest zbliżony i wynosi odpowiednio 0,72%BW i 0,74%BW. Łatwo można zauważyć, że siła obciążająca odcinek L5S1 kręgosłupa lędźwiowego w kierunku boczno-przyśrodkowym (ML) nie występuje, natomiast duży udział ma siła ściskająca (PD). Największą średnią wartością działania siły kompresyjnej cechują się osoby z postawą kifotyczną (jest ona o 12% większa w porównaniu z postawą zrównoważoną), natomiast w przypadku osób z postawą lordotyczną wynik ten jest bardzo zbliżony do wyniku otrzymanego dla pacjentów sklasyfikowanych do postawy zrównoważonej. Największe obciążenia kręgosłupa siłą ścinającą obserwujemy dla osób charakteryzujących się postawą lordotyczną – 0,1%BW. W pracy wyznaczono dodatkowo aktywność mięśni grzbietu. Najbardziej aktywnym mięśniem okazał się prostownik grzbietu i największe zaangażowanie w utrzymaniu postawy, wykazał dla osób z postawą lordotyczną.



Wykres 1. Wypadkowe wartości reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa.



Wykres 2. Składowa reakcji w stawie międzykręgowym L5-S1.

WNIOSKI

Badania doświadczalne i modelowe pozwoliły na wyznaczenie obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego. Największe obciążenia odnotowano dla osób z postawą kifotyczną.