

Biomechaniczna ocena własności dynamicznych mięśni stawu kolanowego¹

Andrzej Wit, Michał Mirowski

Wydział Rehabilitacji,
Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie

Streszczenie

Dla celów diagnostyki medycznej istotne znaczenie mają pomiary pojedynczych zespołów mięśniowych przeprowadzane w warunkach pracy koncentrycznej (skracania mięśnia) i ekscentrycznej (rozciąganie mięśnia) oraz przy obciążeniu izokinetycznym i izotonicznym [2]. W badaniach zmierzających do wyznaczenia pełnej charakterystyki $M=f(\omega)$ wartości parametru zadawanego wyznacza się skokowo przed wykonaniem kolejnej próby [3]. Krzywa ilustrująca zależność między siłą, a prędkością skracania się mięśnia nosi nazwę krzywej Hilla [1]. Rekonstrukcja więzadeł krzyżowych przednich prowadzi do zmian morfologicznych i funkcjonalnych w obrębie stawu kolanowego. Zachodzi zatem pytanie: jaki jest wpływ operacji więzadeł kolana na zmianę własności mechanicznych zespołu mięśni obsługujących staw kolanowy?

W badaniach wzięło udział łącznie 106 osób. Grupę kontrolną stanowiło 52 studentów wychowania, 26 kobiet w wieku $25,3 \pm 2,1$ lat oraz 25 mężczyzn w wieku $24,5 \pm 2,8$ lat. Grupę eksperymentalną stanowiło 52 pacjentów po operacyjnej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, 22 kobiet w wieku $31,7 \pm 8,9$ lat i 30 mężczyzn w wieku $30,1 \pm 9,2$ lat. Najkrótszy czas od operacji do pomiaru wynosił 10 miesięcy a najdłuższy 18 miesięcy. Pacjenci byli leczeni w Centrum Medycznym Carolina Center. Badania wykonano na stanowisku firmy HUR (Fin), przystosowanym do pomiarów momentów sił zespołu mięśni prostujących i zginających kończynę dolną w stawie kolanowym, pomiarów wykonywanych w warunkach qua-

si-izotonicznych oraz w warunkach izometrycznych. Analiza wariancji dla oceny różnicy średnich, przeprowadzona metodą MANOVA wykazała, iż w grupie kobiet i mężczyzn po operacji nie występują statystycznie istotne różnice (p. 05) w sile statycznej zginaczy i prostowników stawu kolanowego. Natomiast analizując różnice pomiędzy kończyną operowaną, a nieoperowaną w grupie mężczyzn po operacji, okazało się, iż w przypadku prostowania podudzia występuje statystycznie istotna różnica w wartości prędkości kątowej z jaką porusza się podudzie. Różnice te są równomierne w całym zakresie badanych obciążeń i wynoszą około 1 rad/s . Takiej zależności nie obserwuje się w przypadku badania możliwości funkcjonalnych zginaczy. Identyczne wyniki uzyskano w grupie kobiet po operacji. Analizowano także przebiegi zmian wartości mocy w funkcji obciążenia zewnętrznego podczas prostowania i zginania. Zasadnicza różnica między obu krzywymi dla obu kończyn u osób operowanych jest taka, że w kończynie nieoperowanej maksimum mocy nie jest osiągnięte a więc pacjent dysponuje potencjałem motorycznym, który umożliwia kontynuowanie pracy z obciążeniem zewnętrznym wyższym niż 195 Nm . W przypadku kończyny po leczeniu operacyjnym więzadeł krzyżowych przednich, maksimum mocy osiągnięte u większości badanych osób znajduje się w przedziale obciążeń $135 - 150 \text{ Nm}$. [Acta Clinica 2002 2:77-85]

Słowa kluczowe: więzadła krzyżowe, staw kolanowy, mięśnie, własności dynamiczne

Wstęp

Obserwacje dotyczące możliwości siłowych i szybkościowych towarzyszą człowiekowi od niepamiętnych czasów. Początkowo ludzie porównywali kto jest silniejszy lub sprawniejszy, biorąc udział w różnych zabawach ruchowych, turniejach rycerskich natomiast współcześnie rywalizacja przyjęła formę zawodów sportowych. Pierwsze badania, w których mierzono siłę w sposób

naukowy w dzisiejszym tego słowa znaczeniu, zostały przeprowadzone przez francuskiego uczonego De La Hire w 1699 roku. Prawdopodobnie w 1790 roku Graham przeprowadził badania siły z wykorzystaniem urządzenia, które po raz pierwszy nazywał dynamometrem dłoniowym (Hunsicker and Donnelly, 1955). Obecnie w laboratoriach biomechanicznych wykorzystuje się do celów diagnostycznych i oceny własności mechanicznych układu ruchu czło-

¹ Praca wykonana w ramach tematu DS33., AWF Warszawa

wieka aparaturę badawczą, o wysokim stopniu złożoności technicznej z wykorzystaniem elektronicznej techniki cyfrowej. Nowoczesne systemy pomiarowe tworzone są z myślą o głównych kierunkach badań w medycynie, sporcie, ergonomii, rehabilitacji itd.

Studia nad zależnością rozwijanej siły przez mięśnie a prędkością ich skracania, zapoczątkował w 1935 roku Fenn i Marsh. Badania swoje przeprowadzali na wyizolowanych mięśniach zwierząt. Tematyka ta została rozwinięta przez Hilla, który w 1938 roku sformułował równanie, charakteryzujące zależność siła skurczu mięśnia – prędkość skracania. Pierwsze badania przeprowadzone na ludziach opublikował Wilkie w 1950 roku.

Prowadzenie badań zmierzających do poznania własności biomechanicznych narządu ruchu człowieka, ograniczone jest pewnymi czynnikami związanymi z budową i funkcją wielu układów (mięśniowego, nerwowego, kostno-stawowego), a także ograniczeniami technicznymi metrologicznymi stanowisk pomiarowych. Z uwagi na budowę anatomiczną człowieka jak dotychczas nie wynaleziono metody pozwalającej na pomiar siły lub momentu siły jednego wydzielonego mięśnia. Dlatego też przedmiotem obserwacji mogą być w obu wymienionych przypadkach zarówno pojedyncze zespoły mięśniowe lub całe łańcuchy kinematyczne, na przykład kończyny dolnej. Pomiar własności mechanicznych układu ruchu człowieka mogą być wykonywane w warunkach statycznych i dynamicznych.

Mimo że historia badań siły mięśniowej w warunkach dynamicznych ma swoją długą historię, jednak metodyka pomiaru siły w warunkach statycznych znalazła, jak dotychczas, szersze zastosowanie. Przyczyną jest to, że pomiary w warunkach statycznych nie wymagają kosztownych stanowisk o skomplikowanych torach pomiarowych.

Obsługa tych systemów jest stosunkowo prosta i może być wykonywana przez personel pomocniczy. Do popularyzacji przyczyniło się i to, że otrzymywane wyniki, najczęściej wyrażone jako pojedyncze wartości momentów sił mięśniowych, są łatwe do interpretacji i umożliwiają stosowanie metod analizy statyki parametrycznej.

Urządzenia do badania siły mięśniowej w warunkach dynamicznych są skomplikowane i dopiero z chwilą pojawienia się komputerowych systemów przetwarzania, gromadzenia i analizy danych pomiarowych, kilka firm zdecydowało się na produkcję seryjną tych urządzeń. Podstawowym problemem w badaniach dynamicznych jest rozwiązanie sterowania obciążeniem zewnętrznym. Obciążniki pierwszej generacji to obciążniki inercyjne, następnej elektryczne a ostatnio powszechnie stosowane są hydrauliczne. Czwartą generację stanowią obciążniki pneumatyczne. Niestety każdy w wymienionych sposobów zadawania obciążenia zewnętrznego ma swoje zalety i wady, a wybór jednego z nich jest kompromisem między liczbą możliwych funkcji pomiarowych, dokładnością pomiarów oraz zakresem możliwych do ustawienia obciążeń.

Należy stwierdzić, że wobec intensywnej eksploracji tematyki badania siły statycznej, której szczyt przypadał na lata siedemdziesiąte, ostatnie doniesienia z literatury wskazują na wzrastające zainteresowanie badaniami charakterystyk dynamicznych mięśni szkieletowych człowieka.

Pomiary siły mięśniowej w dynamicce

Jak już wcześniej wspomniano pomiary siły mięśniowej mogą być prowadzone w warunkach statycznych bądź dynamicznych i dotyczą pojedynczych zespołów mięśniowych, jak i całych łańcuchów biokinematycznych. Wybór metody oceny poziomu siły mięśniowej nie może być przypadkowy

– zależy od celu jakiego ma służyć. Dokonując wyboru testu należy wziąć pod uwagę trafność, rzetelność i wartość informacyjną samej próby oraz możliwość jej wykonywania i powtarzania w regularnych odstępach czasu, by móc porównywać wyniki. Dla celów rehabilitacji istotniejsze znaczenie mają pomiary pojedynczych zespołów mięśniowych. Właściwe wykonanie pomiarów sił pojedynczych zespołów mięśniowych wymaga standaryzacji położenia ciała i kończyn oraz określenia wartości kąta stawowego, przy którym następuje pomiar siły lub prędkości. Jeżeli testy te wykorzystywane są w odniesieniu do pacjentów z konkretnym schorzeniem, to muszą tak dokładnie jak to tylko jest możliwe, odwzorować ruch, w którym poszczególne grupy mięśniowe są zaangażowane w warunkach rzeczywistych. Stopień rzetelności testu zależy właśnie od tego, jak ściśle odwzorowuje on nawyk ruchowy, specyficzny dla danej czynności ruchowej (Wit 1992).

Testy dynamiczne mogą być prowadzone w warunkach pracy koncentrycznej (skracania mięśnia) i ekscentrycznej (rozciąganie mięśnia) oraz przy obciążeniu izokinetycznym i izotonicznym (Perrin 1993). Badania własności dynamicznych pojedynczych zespołów mięśniowych należą do najtrudniejszych zagadnień metodycznych w biomechanice. W ocenie siły mięśniowej pojawia się kwestia wyboru między pomiarem poziomu siły lub momentu siły, pojedynczych zespołów mięśniowych, bądź też łańcuchów biokinematycznych. Najczęściej wykorzystywane są w analizie wartości następujących parametrów:

- maksymalnej i średniej prędkości kątowej ruchu przy określonym obciążeniu zewnętrznym ($\omega = f(Mz)$),
- maksymalnego i średniego momentu siły przy określonej prędkości ruchu ($M = f(\omega)$).

Warunki izokinetyczne oznaczają sytuację, kiedy przedmiotem pomiaru jest

moment siły mięśniowej a prędkość ruchu segmentu ciała napędzającego dźwignię pomiarową jest stała ($\omega = \text{const}$). Zasada działania dynamometrów izokinetycznych polega na tym, że urządzenie zapewnia stałą, wcześniej zadaną, prędkość ruchu w całym zakresie pomiarowym. Gdy napędzana przez badanego dźwignia dynamometru osiągnie wymaganą prędkość, sterowany komputerowo mechanizm oporowy urządzenia uniemożliwia dalsze jej zwiększanie. Sterowanie odbywa się na zasadzie analizy wartości uchybu między wartością rzeczywistą a wartością zadaną prędkości kątowej ruchu. Przyjęta metodyka wynika z faktu, że wykreślenie krzywej w całym zakresie badanych prędkości lub sił możliwe jest wówczas, kiedy znany jest i ustalony jeden z badanych parametrów, tj. prędkość ruchu ($\omega = \text{const}$), albo moment obciążenia zewnętrznego ($M = \text{const}$). Jak zaznaczono wcześniej w przypadku obciążników izokinetycznych znana jest prędkość kątowa ruchu a mierzony jest moment siły. W wielu opracowaniach rozszerza się interpretacji wyników poprzez wprowadzenie do zależności opisującej zależność między mocą a momentem siły ($P = f(M)$).

Urządzenia pozwalające dokonać pomiaru siły w warunkach izotonicznych powinny zapewniać niezmienność obciążenia w całym zakresie ruchu. Pod względem technicznym jest to zadanie jeszcze trudniejsze od zrealizowania aniżeli utrzymanie stałej prędkości ruchu, ponieważ zmiany mechaniczne parametrów ruchu tj.: prędkość, przyspieszenie, moment bezwładności części ciała, wpływają na wartość rozwijanej siły. Faktycznie więc izotoniczny system pomiarowy najczęściej nie pozwala jedynie na przekroczenie na wstępie zadanej wartości siły (Perrin 1993).

Obecnie spotykane stanowiska pomiarowe do badania momentu siły w funkcji prędkości ruchu pozwalają na prowadzenie pomiarów do prędkości 6 rad/s. W warun-



Ryc. 1. Widok stanowiska do badania siły mięśni stawu kolanowego, wykonywanych w warunkach dynamicznych

kach naturalnych prędkości kątowe w stawie kolanowym są znacznie wyższe, na przykład podczas kopnięcia piłki wynoszą około 25 rad/s. Aktualny rozwój systemów pomiarowych nie pozwala na podniesienie górnej granicy prędkości ruchu.

W badaniach zmierzających do wyznaczenia pełnej charakterystyki $M = f(\omega)$ wartości parametru zadawanego wyznacza się skokowo przed wykonaniem kolejnej próby (Wit 1992). W biomechanice krzywa ilustrująca zależność między siłą, a prędkością skracania się mięśnia nosi nazwę krzywej Hilla, od nazwiska autora który jako pierwszy przedstawił i opisał równaniem wyniki badań na mięśniach izolowanych.

Metody i materiał badawczy

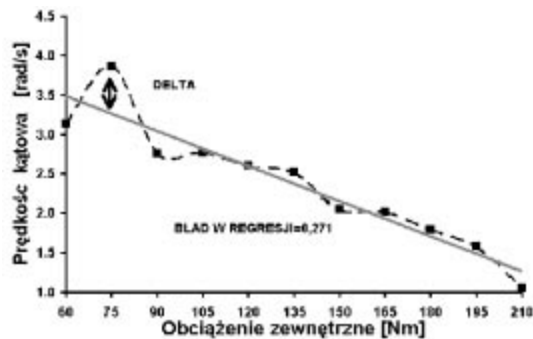
W ostatnim czasie dzięki kooperacji AWF Warszawa i fińskiej firmy HUR, powstało stanowisko do pomiarów stawu kolanowego w warunkach dynamicznych (ryc. 1.). Urządzenia pozwala na wykonywanie ruchu z prędkością od 0 do 10 rad/s. Nowo-

czesność i oryginalność urządzenia polega na tym, iż wyposażone jest w obciążniki pneumatyczne, szybko reagujące na zmiany prędkości ruchu i wartości przykładowych momentów sił mięśniowych. Zastosowanie tego typu obciążników powoduje, że siła oporu zadawaną badanemu ma charakter „aktywny”, tzn. jest niezmienna w całym zakresie ruchu, nawet w przypadku zmiany kierunku ruchu w stawie. Quasi izotoniczne warunki zapewniane przez stanowisko HUR oznaczają, że wartości obciążenia i prędkości są stałe w szerokim zakresie ruchu, dopasowując się do mniejszych możliwości siłowych mięśni w początkowym i końcowym położeniu podudzia podczas zginania i prostowania kończyny w stawie kolanowym.

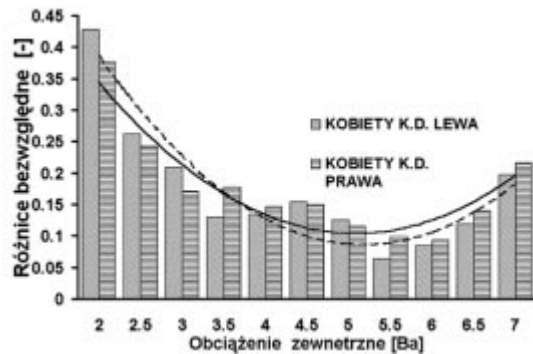
Stanowisko jest przystosowane do pomiarów momentów sił zespołu prostowników i zginaczy stawu kolanowego, wykonywanych w warunkach quasi-izotonicznych oraz w warunkach izometrycznych. W warunkach pracy dynamicznej mięśnie rozwijają siłę w czasie skurczu koncentrycznego. Stanowisko połączone jest z komputerem, który służy do sterowania pracą tłoków pneumatycznych, przetwarzania i gromadzenia danych pomiarowych czterech niezależnych torów pomiarowych, wykonywania obliczeń według zadanych algorytmów oraz wizualizacji i eksportu wyników. Przedmiotem pomiaru są: siła, długość dźwigni, kąt obrotu dźwigni oraz czas trwania ruchu. Wyliczane są: moment siły, prędkość kątowa, moc maksymalna, kąt przy którym osiągnąony jest maksymalny moment siły oraz mocy. Ponadto program podaje wartości stosunku prostowników do zginaczy zginacz tej samej kończyny kończyn przeciwnych. Pomiar odbywają niezależnie dla kończyny lewej i prawej oraz osobno do ruchu prostowania i zginania kończyny w stawie kolanowym.

W badaniach wzięło udział łącznie 106 osób. Grupę kontrolną stanowiło 52 stu-

dentów wychowania, 26 kobiet w wieku $25,3 \pm 2,1$ lat oraz 25 mężczyzn w wieku $24,5 \pm 2,8$ lat. Grupę eksperymentalną stanowiło 52 pacjentów po operacyjnej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, 22 kobiety w wieku $31,7 \pm 8,9$ lat i 30 mężczyzn w wieku $30,1 \pm 9,2$ lat. Najkrótszy czas od operacji do pomiaru wynosił 10



Ryc. 2. Analiza błędu regresji charakterystyki izotonicznej mięśni prostujących kończynę w stawie kolanowym



Ryc. 3. Wartości błędu bezwzględnego różnic danych eksperymentalnych i teoretycznych podczas badania siły mięśni prostowników stawu kolanowego.

miesiący a najdłuższy 18 miesięcy. Pacjenci byli leczeni w Centrum Medycznym Carolina Center.

Badania na grupie osób zdrowych pozwoliły na wyznaczenie optymalnej liczby punktów pomiarowych i zakresu obciążeń na stanowisku HUR. W ten sposób ujednotwiono protokół badań dla celów niniejszej pracy. Zakres obciążeń został ustalony w wyniku dwustopniowej analizy. W pierwszym kroku analizowany był błąd regresji a w drugim różnica pomiędzy wartością empiryczną oraz wartością teoretyczną, wyliczoną z równania regresji prostej. W badaniach wstępnych badani byli testowani w pomiarach w dynamice w zakresie obciążeń 60–210 Nm. Analiza błędu regresji charakteryzującej zależność typu prędkość kątowa-obciążenie zewnętrzne, w powyżej podanym zakresie obciążeń wykazała, że należy ograniczyć zakres do przedziału od 105 do 210 Nm (ryc. 2). Weryfikując bezwzględne różnice pomiędzy wartością uzyskaną, a wartością przewidywaną przez równanie regresji zdecydowano się ostatecznie przeprowadzić pomiary w przedziale obciążeń od 105 do 195 Nm (ryc. 3).

Wyniki badań

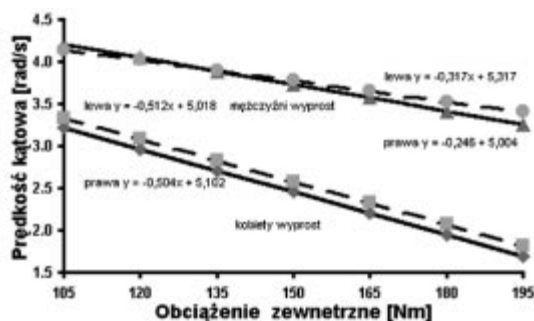
W pierwszej tabeli przedstawiono wartości siły prostowników i zginaczy kończyny dolnej w stawie kolanowym, jaką rozwijali

	ZDROWI								OPEROWANI							
	Kobiety				Mężczyźni				Kobiety				Mężczyźni			
	zg		pr		zg		pr		zg		pr		zg		pr	
	L	P	L	P	L	P	L	P	OP	ZD	OP	ZD	OP	ZD	OP	ZD
Średnia	1,46	1,51	2,61	2,88	1,78	1,88	3,07	3,48	1,48	1,27	2,53	2,26	1,71	1,59	3,07	2,68
Min.	0,77	0,92	2,11	2,16	1,02	1,01	2,11	2,37	0,89	0,70	1,60	0,75	0,55	0,63	1,61	1,47
Max	2,05	2,33	3,22	4,07	2,44	2,57	4,38	4,78	1,94	2,02	4,13	3,15	2,91	2,59	4,62	4,45
± SD	0,30	0,37	0,29	0,54	0,39	0,42	0,68	0,69	0,32	0,33	0,53	0,59	0,51	0,46	0,72	0,74

Tabela 1. Wartości względnych momentów siły prostowników i zginaczy kończyny w stawie kolanowym rozwijanych przez przedstawicieli badanych grup.

przedstawiciele poszczególnych grup badanych. Siłę mięśniową wyrażono w wartościach względnych, to znaczy moment siły podzielono przez masę ciała (tab. 1.).

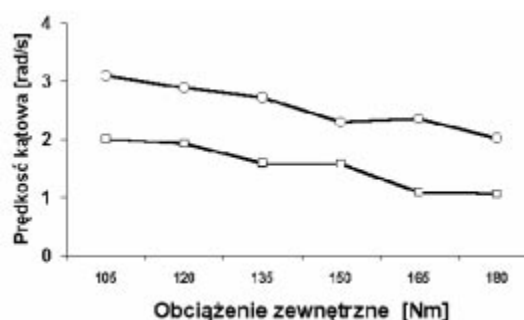
Analiza wariancji dla oceny różnicy średnich, przeprowadzona metodą MANOVA wykazała, iż w grupach osób nieoperowanych nie ma różnic statystycznie istotnych w wartości momentów siły względnej



Ryc. 4. Zależności między prędkością kątową a obciążeniem zewnętrznym podczas prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym. Porównanie wartości wyników uzyskanych kończyna lewą i prawą w grupie kobiet i mężczyzn zdrowych

zespołu zginaczy i prostowników stawu kolanowego. Także w grupie kobiet i mężczyzn będących po operacji nie zanotowano statystycznie istotnych różnic w sile statycznej prostowników kończyny zdrowej i operowanej. Taki sam rezultat uzyskano poddając analizie wartości statycznych momentów sił mięśni zginających kończynę dolną w stawie kolanowym. Ani w grupach osób zdrowych oraz w grupach eksperymentalnych kobiet i mężczyzn nie występują znaczące różnice w sile zginaczy stawu kolanowego. W tej sytuacji staje się oczywiste, że stosunek wartości momentu względnego prostownika do zginacza nie różnicuje kończyny operowanej od nieoperowanej zarówno u kobiet jak i u mężczyzn.

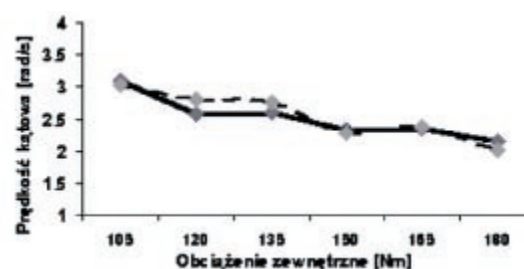
Na rycinie 4 przedstawiono wyniki pomiaru prędkości kątowej w stawie kolanowym podczas ruchu wyprostnego podudzia, przy różnych wartościach obciążenia zewnętrznego. Otrzymane wyniki dobrze opisuje prosta w badanym przedziale ob-



Ryc. 5. Zależności między prędkością kątową a obciążeniem zewnętrznym podczas prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym. Porównanie wartości wyników uzyskanych kończyna lewą i prawą u jednego z badanych mężczyzn

ciążen zewnętrznych. Analizując proste regresji charakteryzujące zależność obciążenie zewnętrzne – prędkość kątowa dla prostowników w grupie osób nieoperowanych, okazało się, że nie ma różnic pomiędzy kończyną lewą, a prawą, u kobiet jak i u mężczyzn. Jednocześnie mężczyźni osiągają znacząco większe wartości prędkości kątowej niż kobiety. Różnice te przy większych obciążeniach dochodzą do 100 procent. Przy mniejszych obciążeniach różnica są mniejsza i wynoszą około 20 procent.

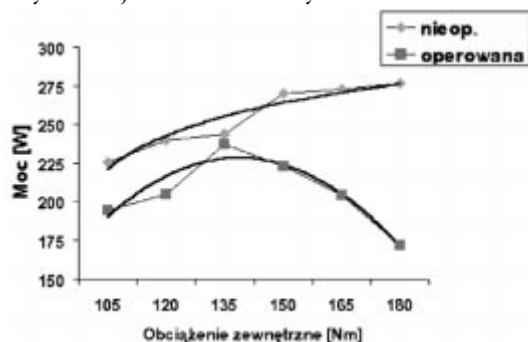
W kolejnym etapie analizy wyników porównano prędkości kątowe podczas prostowania i zginania podudzia w grupy eksperymentalnej mężczyzn. Górne obciążenie zewnętrzne na ryc. 5. wynosi 180 Nm z uwagi na fakt, że nie wszystkie badane osoby były w stanie wykonać próbę z obciążen-



Ryc. 6. Zależności między prędkością kątową a obciążeniem zewnętrznym podczas zginania kończyny dolnej w stawie kolanowym. Porównanie wartości wyników uzyskanych kończyna lewą i prawą u mężczyzny jak na rycinie poprzedniej

żeniem 195 Nm. Analizując różnice pomiędzy kończyną operowaną, a nieoperowaną w grupie mężczyzn po operacji, okazało się, iż w przypadku prostowania podudzia występuje statystycznie istotna różnica w wartości prędkości kątowej z jaką porusza się podudzie. Przy każdym z obciążeń prędkość wyprostowania, osiągnięta przez kończynę operowaną, była niższa. Różnice te są równomierne w całym zakresie badanych obciążeń i wynoszą około 1rad/s. Takiej zależności nie obserwuje się w przypadku badania możliwości funkcjonalnych zginaczy, gdyż rozwijane prędkości były taka sama w kończynie operowanej jak i nieoperowanej (ryc. 6). Identyczne wyniki uzyskano w grupie kobiet po operacji. Przy obciążeniu 135 Nm, które znajduje się pośrodku zakresu dozowanego obciążenia zewnętrznego, zauważono różnice na poziomie p.05 w prędkości kątowej podczas prostowania podudzia, zarówno w grupie kobiet jak i mężczyzn z grupy osób operowanych. Podczas ruchu zginania różnice te nie występują zarówno przy obciążeniu zewnętrznym 135 Nm jak i pozostałych obciążeniach.

Ostatnim z analizowanych był parametrów była moc rozwijanej podczas prostowania lub zginania kończyny w stawie kolanowym. Na rycinie 7 przedstawiono przykład przebiegu zmian wartości mocy w funkcji obciążenia zewnętrznego, jakie uzyskała jedna z badanych osób. Zasadni-



Ryc. 7. Przykład przebiegu zależności między mocą a obciążeniem zewnętrznym podczas prostowania podudzia kończyny operowanej i nieoperowanej



Ryc. 8. Przykład przebiegu zależności między mocą a obciążeniem zewnętrznym podczas zginania podudzia kończyny operowanej i nieoperowanej

cza różnica między obu krzywymi jest taka, że w kończynie nieoperowanej maksimum mocy nie jest osiągnięte a więc pacjent dysponuje jeszcze potencjałem motorycznym, który umożliwia kontynuowanie pracy z wyższym obciążeniem zewnętrznym. W przypadku kończyny po leczeniu operacyjnym więzadeł krzyżowych przednich, maksimum mocy osiągnięte u większości badanych osób znajduje się w przedziale obciążeń 135–150 Nm. Zanotowano brak różnic w wartościach mocy maksymalnej przy jednoczesnym braku maksimum lokalnego w obu kończynach (ryc. 8).

Dyskusja

Badania przekrojowe siły mięśniowej mierzonej w warunkach statycznych wśród dzieci i młodzieży były wykonane w Polsce między innymi przez Jaszczuka i Dworaka (za Wit 1999). Wyniki tych eksperymentów wskazują, że zdecydowane różnice w sile mięśniowej dziewcząt i chłopców ujawniają się od 14 roku życia. Natomiast niewiele jest publikacji poświęconych analizie dymorfizmu płciowego siły mięśniowej rozwijanej w warunkach dynamicznych, a w szczególności podczas badań w warunkach izokinetycznych na stanowiskach do pomiarów pojedynczych zespołów mięśniowych. Badania wykonane przez De Ste Croix i wsp. (2000) na niewielkiej populacji

dzieci w wieku 10–14 lat nie wykazały różnic w tym wieku między dziewczynkami i chłopcami. Mierzone były między innymi takie parametry jak maksymalna wartość momentu siły w funkcji prędkości kątownej, podczas prostowania oraz zginania kończyny w stawie kolanowym przy izokinetycznym charakterze ruchu dźwigni. W tego typu rozważaniach nasuwa się pytanie jaka jest dokładność i powtarzalność pomiarów siły mięśniowej w warunkach dynamicznych, które mogłyby wykazać różnice między badanymi grupami. Według Callaghan'a i wsp. (2000) współczynnik korelacji przy pomiarach powtarzanych maksymalnej wartości momentu siły wynosi $r = 0.75$ oraz $r = 0.83$ dla średniej wartości rozwijanej mocy. Wartości te są statystycznie znamienne. W naszych wcześniejszych badaniach momentu siły statycznej mięśni stawu kolanowego powtarzalność pomiarów była bardzo wysoka i mieściła się w przedziale do 5 procent wartości bezwzględnych. Na stanowisku HUR szacowana powtarzalność badań siły w warunkach dynamicznych jest niższa i w większości mierzonych parametrów dochodzi do 10 procent.

Do najistotniejszych wyników jakie uzyskano w niniejszej pracy należy zaliczyć te, które wskazują na brak różnic w sile mięśniowej mierzonej w warunkach statycznych i warunkach dynamicznych. Porównując wartości momentów siły statycznej zginaczy i prostowników kończyny zdrowej i operowanej, zarówno w grupie kobiet jak i w grupie mężczyzn, nie zaobserwowano znaczących różnic między kończynami. Otrzymane wyniki mogłyby zatem wskazywać na udany przebieg leczenia operacyjnego, a także skuteczność procesu rehabilitacyjnego. Natomiast nie można uznać za przypadkowy wynik, wskazujący na różnice w możliwościach dynamicznych mięśni prostujących podudzie, zauważony w grupie badanych kobiet i mężczyzn.

W obu grupach eksperymentalnych nie zauważono zmian funkcjonalnych w zginaczach podudzia. Podobne wyniki uzyskał Mikkelsen i wsp. (2000), który badał zmiany w sile dynamicznej osób po operacji więzadła krzyżowego kolana, jako wynik dwóch różnych programów rehabilitacyjnych. W sposób istotny statystycznie podniósł się poziom siły dynamicznej prostowników, mierzonej na urządzeniu Kin-Com, natomiast siła zginaczy pozostała bez zmian. Dodatkowo w tym eksperymencie udowodniono, że ćwiczenia w zamkniętych łańcuchach kinematycznych są efektywniejsze w rozwijaniu siły dynamicznej od ćwiczeń wykonywanych w tak zwanych łańcuchach otwartych. Należy podkreślić, że w naszych badaniach brały udział osoby średnio po roku od operacji. Żaden z pacjentów nie skarżył się na ból w czasie pomiarów a także nie odczuwał obawy wykonania zadanych prób z różnym obciążeniem fizycznym. Feller i wsp. (2001) obserwował przebieg zmian poziomu bólu po operacji wspomnianych więzadeł i wykazał, że rodzaj wykonanego zabiegu nie miał znaczenia na poziom odczuwanego bólu w 4 miesiącu po operacji.

Jakie mogą być domniemane przyczyny różnicy w efektach rehabilitacji, oceniane wartością siły maksymalnej rozwijanej w warunkach statycznych lub maksymalną prędkości pojedynczego ruchu przy zadanym obciążeniu zewnętrznym? Odpowiedź na to pytanie prowadzi między innymi poprzez wyniki badań wykonanych przez Birmingham'a i wsp. (2001), który analizował stabilność postawy stojącej u osób po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego kolana. Rekonstrukcja tych więzadeł niesie za sobą zaburzenia czucia proprioceptywnego. Bosco (1999) dowodzi, posługując się oryginalną metodyką badania, że upośledzenie impulsacji somatosensorycznej, wynikające z przebytej operacji kolana, widoczne jest w obrazie sygnałów EMG

powierzchniowego. Powyższe obserwacje zbliżają nas do wyjaśnienia przyczyny wywołującej różnicę w wynikach badania prostowników stawu kolanowego wykonywanych w warunkach statycznych i dynamicznych. Podczas pomiaru maksymalnego momentu siły w warunkach statycznych kończyna ułożona jest na stanowisku tak, że kąt między podudziem a udem wynosi 90° . W tym ustawieniu mięśnie prostujące kończynę w stawie kolanowym znajdują się w najkorzystniejszym położeniu do rozwijania maksymalnej siły izometrycznej. Ponadto w pomiarach wykonywanych w statyce nie ma konieczności sterowania ruchem, które wymaga zwrotnej informacji o zmieniającym się obciążeniu, położeniu kątowym i prędkości chwilowej. Podobne wnioski wypływają z analizy przebiegu zmian mocy w funkcji obciążenia zewnętrznego.

Reasumując należy stwierdzić, że przeprowadzone badania pozwoliły na opracowanie metody badania własności mechanicznych mięśni stawu kolanowego u osób zdrowych i z dysfunkcją narządu ruchu kończyn dolnych. Zebrano szereg charakterystyk, które pozwalają na bliższe poznanie własności funkcjonalnych tych zespołów mięśniowych i mogą być przydatne w planowaniu leczenia i planowaniu rehabilitacji ruchowej.

Piśmiennictwo

1. Birmingham T.B., J.F. Kramer, A. Kirkley, J.T. Inglis, S.J. Spaulding, A.A. Vandervoort (2001) – knee bracing after ACL reconstruction: effects on postural control and proprioception. *Med. Sci. Sports Exerc* 33 (8): 1253 – 1258.
2. Bosco C., M. Cardinale, O. Tsarpela (1999) – Influence vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 79 (4): 306 – 311.
3. Callaghan M.J., C.J. McCarthy, A. Al-Omar, J.A. Oldham (2000) – The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessment in a health and patient population. *Clin. Biomech.* 15 (9): 678 – 683.
4. De Ste Croix M.B., N. Armstrong, J.R. Welsman, P. Sharpe (2002) – Longitudinal changes in isokinetic leg strength in 10 – 14-year-olds. *Ann Hum Biol* 29 (1): 50 – 62.
5. Feller J.A., K.E. Webster, B. Gavin (2001) – Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc* 9 (5): 260 – 266.
6. Fenn W.O., B.S. March (1937) – Muscular force at different speed of shortening. *J. Physiol. (London)* 85, 227 – 297.
7. Hill A.V. (1938) – The heat of shortening and dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Series B* 126, 136 – 195.
8. Hunsicker P., R.J. Donnelly (1955) – Instruments to measure strength. *Res. Quart.* 26, 4, 408 – 420.
9. Kellis E. (2001) – Tibiofemoral joint forces during maximal isokinetic eccentric and concentric efforts of the knee flexors. *Clin. Biomech.* 16 (3): 229 – 236.
10. Mikkelsen C., S. Werner, E. Eriksson (2000) – Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sport: a prospective matched follow-up study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 8 (6): 337 – 342.
11. Perrin D. (1993) – Isokinetic exercise and assessment. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
12. Wilkie D.R. (1950) – The relation between force and velocity in human muscle. *J. Physiol.* 110, 249 – 280.
13. Wit A. (1992) – Wybrane zagadnienia diagnostyki układu ruchu człowieka. Wit A. (red.) *Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca*. Instytut Sportu w Warszawie, 53 – 70.
14. Wit A. (1999) – Postawa i ruchy ciała – biomechanika. W: Traczyk W.Z. (red.) – *Diagnostyka czynnościowa człowieka*. Fizjologia stosowana. PZWŁ, Warszawa.

Adres do korespondencji / Address for correspondence: Andrzej Wit, Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie, ul. Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, tel. kom: 606 100 621, e-mail: andrwit@polbox.com