KOSMOS
PROBLEMY NAUK BIOLOGICZNYCH

Tom 69 **2020**
Numer 4 **(329)**
Strony **739–756**

Polskie Towarzystwo Przyrodników im. Kopernika

ANNA JASKÓLSKA, ARTUR JASKÓLSKI

Katedra Kinezjologii
Wydział Fizjoterapii
Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu
Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław
E-mail: anna.jaskolska@awf.wroc.pl
artur.jaskolski@awf.wroc.pl

WŁAŚCIWOŚCI FIZJOLOGICZNE I MECHANICZNE MIĘŚNI SZKIELETOWYCH – CZY SĄ TAKIE SAME W RÓŻNYCH MIĘŚNIACH I U WSZYSTKICH OSÓB?

Patrząc na ludzi w różnym wieku, młodych i starszych, sportowców i nieaktywnych fizycznie, czy schorowanych widzimy, że różnią się oni nie tylko budową ciała, ale i umięśnieniem. Intuicyjnie potrafimy oszacować, kto rozwinie większą siłę czy podniesie większy ciężar. Porównując kulturystę i długodystansowca widzimy, że u kulturysty mięśnie są grubsze (mają większy przekrój poprzeczny), a u długodystansowca smukłe, o mniejszym przekroju. Oszczepnik rzucając oszczepem wykonuje szybki rozbieg, odchyla odpowiednio do tyłu ciało i rękę z oszczepem i jeśli wyrzuci oszczep w odpowiednim momencie i szybkością, oraz przy najlepszym dla niego ułożeniu ciała, kończyn górnych i dolnych, to rzut jest najbardziej skuteczny; może pobić nawet swój rekord życiowy. Zatem, jakie właściwości mają mięśnie i od czego zależy możliwość wykonania najskuteczniejszych ruchów?

WŁAŚCIWOŚCI FIZJOLOGICZNE MIĘŚNI

W wyniku badań prowadzonych na mięśniach izolowanych wykazano, że jest wiele czynników, które na poziomie komórkowym (pojedynczego włókna mięśniowego) i tkankowym, mają wpływ na właściwości mięśnia, w tym wielkość rozwijanej siły. Są to między innymi długość, wielkość pobudzenia, przekrój i szybkość skurczu mięśnia. Natomiast my przeprowadziliśmy szereg badań u ludzi, stosując metody nieinwazyjne, bazujące na wiedzy dotyczącej budowy oraz czynności całego mięśnia i całych grup mięśni. Współpracowaliśmy z Zamiejscowym Wydziałem Wychowania Fizycznego Poznańskiej AWF w Gorzowie Wielkopolskim w latach 1986-2000 oraz z Wydziałem Fizjoterapii AWF we Wrocławiu od 2000 r. Część eksperymentów prowadzona była we współpracy z ośrodkami zagranicznymi w USA i Europie.

WPŁYW DŁUGOŚCI MIĘŚNIA NA WIELKOŚĆ ROZWIJANEJ SIŁY

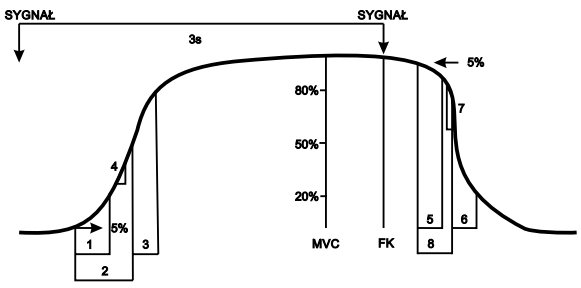
Badania nad wpływem długości mięśni na wielkość rozwijanej siły podjęliśmy, ponieważ w badaniach prowadzonych na początku lat 60. XX w. na mięśniach izolowanych wykazano, że sarkomer (podstawowa jednostka czynnościowa włókienka mięśniowego) rozwija siłę maksymalną w pośred-

Słowa kluczowe: EMG, MMG, zależność moment siły-kąt w stawie, zależność siła-czas, zależność siła-prędkość

*Wyniki podsumowane w artykule są efektami współpracy zagranicznej z ośrodkami zagranicznymi (Arizona State University i Indiana University, (USA), Aalborg University (Dania), Cleveland Clinic (USA), Brescia University (Włochy), California University (USA)) oraz realizacji następujących projektów badawczych własnych i promotorskich: (i) Grant KBN nr 4 P05D 08016 *Wpływ zmian długości mięśni na ich właściwości mechaniczne i fizjologiczne podczas narastania siły i relaksacji w zależności od wieku i płci*; (ii) Grant MNiSW nr N N404 166934. *Czynność bioelektryczna i mechaniczna mięśni odpowiadających za funkcje manipulacyjne dłoni oraz czynność bioelektryczna kory mózgowej u osób zdrowych i u pacjentów z chorobą Parkinsona*; (iii) Grant promotorski MNiSW nr 2 P05D 078 30. *Czynność bioelektryczna i mechaniczna mięśni agonistycznych i antagonistycznych u pacjentów z chorobą Parkinsona*; (iv) Grant promotorski KBN nr 2 P05D 030 27 *Czynność elektryczna i mechaniczna mięśni antagonistycznych pod wpływem ćwiczeń ekscentrycznych*; (v) Grant promotorski KBN nr 3 P05D 023 24. *Wpływ kąta w stawie łokciowym na czynność bioelektryczną i mechanomiograficzną mięśni agonistycznych i antagonistycznych.*

niej długości między całkowitym jego rozciągnięciem a skróceniem, nazywaną długością optymalną (EDMAN 1966, GORDON i współaut. 1966, LIEBER 2002). Jednak mięśnie człowieka przyczepione są do kości i przechodzą nad określonym stawem, zatem ich długość jest determinowana wielkością zgięcia w stawie. Spróbujmy siłować się z kimś na rękę. Zobaczymy, że obydwie osoby będą się starały ugiąć kończynę w stawie łokciowym tak, aby wybrać najskuteczniejszą pozycję. Wykazano, że w zależności od stawu i badanej grupy mięśni zmiana siły wraz ze zmianą kąta w stawie może mieć charakter krzywej wstępującej, zstępującej lub wstępująco-zstępującej (KULIG i współaut. 1984), natomiast nie było wiadomo, czy i jaki jest kąt optymalny dla szybkości narastania siły i jej spadku (relaksacji). Ma to duże znaczenie w sporcie, gdyż skuteczność techniki wykonania wielu ćwiczeń i ruchów (szczególnie cyklicznych) zależy w dużej mierze od szybkość narastania i spadku (relaksacji) siły.

Zatem celem naszych badań było zbadanie, jaka wielkość kąta w stawie zapewnia mięśniom rozwijanie nie tylko maksymalnej wartości siły, ale też najszybszego jej narastania i spadku. W tym celu dokonaliśmy pomiarów maksymalnej siły izometrycznej (ang. maximum voluntary contraction, MVC) dla mięśni zginaczy stawu łokciowego u studentów wychowania fizycznego (JASKÓLSKA i współaut. 1999a, b, 2005; JASKÓLSKI i współaut. 2000) na stanowisku pomiarowym BIODYNA, skonstruowanym przez Politechnikę Warszawską. Składało się ono z fotela, na którym siedział badany w czasie pomiarów, oraz obciążnika z ramieniem, na którym znajdowała się specjalna obejma. Na ramieniu obciążnika badany umieszczał swoje przedramię. Konstrukcja mechaniczna stanowiska pomiarowego umożliwiała przemieszczenie obejmy, dzięki czemu w przypadku każdego badanego można było ustawić obejmę w dowolnym miejscu przedramienia, dokładnie wyznaczając ramię dźwigni dla mięśni zginaczy stawu łokciowego. W obciążniku zamontowane były czujniki pomiaru siły. Dźwignię urządzenia można było ustawiać i blokować pod zmiennym kątem. Kiedy student przychodził na badania, po pomiarach masy ciała i wysokości, siadał na fotelu, kładł przedramię na ramieniu obciążnika. Tułów badanego stabilizowaliśmy za pomocą pasów, a przedramię za pomocą obejmy. W tej pozycji badany wykonywał kilka próbnych skurczów mięśni. Zadaniem osoby badanej było rozwinięcie na pierwszy sygnał dźwiękowy, najszybciej jak to możliwe, maksymalnej siły zginaczy stawu łokciowego i utrzymywanie jej do czasu, kiedy był emitowany drugi sygnał dźwiękowy. Na ten sygnał miał on jak najszybciej wykonać relaksację (rozluźnić całkowicie mięśnie). Po tych próbnych pomiarach i kilkuminutowej przerwie, badany wykonywał czterokrotnie pomiary maksymalnego skurczu mięśni (MVC) przy różnych kątach w stawie. W tym celu dźwignię przestawiano co 10° i dokonywano pomiarów w czterech lub pięciu kątach dobieranych indywidualnie dla każdego badanego. Za pomocą programu komputerowego w każdej próbie z krzywej zapisu siły w czasie wyznaczano największą wartość siły uzyskaną przez badanego w każdym z kątów. Za długość optymalną dla MVC przyjęto kąt, przy którym osoba badana uzyskiwała maksymalną wartość siły. Następnie z tych pomiarów wyznaczano też optymalne wartości dla czasów narastania siły (czasu połowy narastania siły, gradientu wczesnego narastania siły – od 5% do 20% MVC), gradientu późnego narastania siły (od 50% do 80% MVC) i maksymalny gradient narastania siły (JASKÓLSKA i współaut. 1999a). Taką samą procedurę zastosowaliśmy do wyznaczenia optymalnej długości dla szybkości faz relaksacji. Wyznaczaliśmy czasy i gradienty wczesnej (wolnej) relaksacji (jako spadek siły z 95 do 80% siły końcowej, zarejestrowanej w chwili emisji drugiego sygnału, kończącego skurcz i rozpoczęcie relaksacji), późnej (szybkiej) relaksacji (jako spadek siły końcowej od 50% do 20% siły końcowej) oraz czas połowy relaksacji i maksymalny gradient relaksacji (jako największe nachylenie spadku siły końcowej w odcinku czasu 5 ms). Rycina 1 przedstawia zapis maksymalnej siły izometrycznej w czasie z zaznaczonymi fazami narastania siły



Ryc. 1. Wykres zapisu krzywej siły w czasie (F-t).

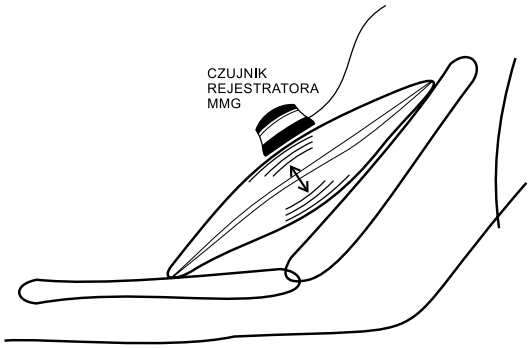
MVC = maksymalna siła izometryczna, FK siła końcowa, 1 = faza wczesnego narastania siły (od 5% do 20% MVC), 2 = czasu połowicznego narastania siły, 3 = faza późnego narastania siły (od 50% do 80% MVC), 4 = maksymalny gradient narastania siły, 5 = faza wczesnej (wolnej) relaksacji (spadek z 95 do 80% FK), 6 = faza późnej (szybkiej) relaksacji (spadek z 50% do 20% FK), 7 = maksymalny gradient relaksacji, 8 = czas połowy relaksacji.

i relaksacji. Wszystkie gradienty wyrażone zostały w [%F/5ms] (JASKÓLSKA i współaut. 1999b). W badaniach tych wykazaliśmy, że 58% badanych miało kąt optymalny dla MVC w stawie łokciowym 90°, u 13% był to kąt 80° i 100°, a u 8% zanotowaliśmy kąt 70° i 105°. Dla całej badanej grupy średni kąt optymalny wyniósł 89° (JASKÓLSKA i współaut. 1999a, b). Różnice w wartości kąta optymalnego wynikają z tego, że każdy z nas różni się nieco budową ciała, w tym wielkością stawów i zakresem ruchu w nich, a więc u jednego jest to kąt 70°, a u drugiego 90°. Ważne i ciekawe jest, że nie tylko mamy optymalny kąt w stawach dla rozwijania maksymalnej siły izometrycznej, ale też dla szybkości rozwijania siły i jej relaksacji, co stwierdziliśmy także w następnych eksperymentach (JASKÓLSKI i współaut. 2000; JASKÓLSKA i współaut. 2005), które były wykonywane przy zastosowaniu tej samej aparatury i podobnej procedury badawczej. Wykazaliśmy w nich, że kąt optymalny dla szybkości narastania i relaksacji siły może różnić się nieco od wartości kąta dla maksymalnej siły izometrycznej, w zależności od badanego stawu i grupy mięśni. Aczkolwiek średnia wartość kąta optymalnego dla maksymalnej siły była zbliżona do tej dla prędkości jej narastania i relaksacji, jednak u większości badanych osób notowaliśmy różnice między tymi kątami w zakresie 5-10° (JASKÓLSKA i współaut. 1999a, 1999b, JASKÓLSKI i współaut. 2000). Oczywiście każdy z nas, nawet jeśli nie ma pojęcia o istnieniu kąta optymalnego dla rozwijania siły czy jej narastania i relaksacji, to na podstawie wcześniejszych doświadczeń, intuicyjnie zawsze wybiera taką pozycję w stawie, która stwarza mu najlepsze warunki do rozwijania siły.

WIELKOŚĆ POBUDZENIA MIĘŚNI PRZEZ UKŁAD NERWOWY RÓWNIEŻ MA WPŁYW NA WIELKOŚĆ ROZWIJANEJ SIŁY

W skali całego mięśnia, kontrola wielkości pobudzenia przez układ nerwowy (UN) odbywa się za pośrednictwem jednostek motorycznych, które stanowią podstawową jednostkę czynnościową mięśnia jako całości. Oznacza to, że kiedy decydujemy się na wykonanie jakiejś czynności, to nasz mózg nie wysyła impulsów do każdego pojedynczego włókna mięśniowego, ale ten sam sygnał dociera w tym samym czasie do grupy włókien mięśniowych unerwianych przez jedną komórkę nerwową ruchową, nazywaną motoneuronem. Liczba włókien mięśniowych unerwianych przez jeden motoneuron jest różna i może wynosić od kilku, do nawet paru tysięcy. Czyli wielkość jednostek bardzo się różni. Oczywiście, im większa jednostka motoryczna, tym większa siła skurczu. W skali całego mięśnia siła skurczu zależy też od liczby jednostek motorycznych, a ta zależy m.in. od funkcji mięśnia (FEINSTEIN i współaut. 1955, MC COMAS 1996).

Aby rozwijać coraz większą siłę mózg musi pobudzać i rekrutować do skurczu coraz więcej i coraz większe jednostki motoryczne (BURKE 1981, ENOKA 1988). Gdy liczba rekrutowanych jednostek spada (np. podczas zmęczenia) to siła również spada (DUCHATEAU i HAINAUT 1990). W przypadku przyżyciowych bezinwazyjnych pomiarów, wielkość pobudzenia mięśnia przez mózg można badać za pomocą elektromiografii powierzchniowej (EMG) i mechanomiografii (MMG), gdyż amplituda i częstotliwość tych sygnałów zależą od liczby i częstotliwości pobudzania jednostek motorycznych przez UN (FARINA i MERLETTI 2004, ORIZIO 2004). Ponieważ w wyniku pobudzenia mięsień ulega skurczowi, to w czasie ciągłego pobudzania mięśnia cały czas zmienia on swoje wymiary i oscyluje, co rejestrować można także za pomocą mechanomiografii. Schematycznie pokazane jest to na Ryc. 2. Mechanomiogram jest zatem zapisem zjawisk mechanicznych towarzyszących aktywności mięśnia i definiuje się go jako mechaniczny odpowiednik sygnału elektromiograficznego. Podczas skurczów dowolnych dostarcza informacji o liczbie i częstotliwości pobudzenia rekrutowanych jednostek motorycznych, łącząc udział wszystkich aktywnych jednostek w skurczu (ORIZIO 2004). Jakich informacji dostarcza więc rejestracja machanomiogramu? Wyobraźmy sobie mięsień (który jak wiemy, otoczony jest błonami i powięziami, i przyczepiony z obu końców do kości) jako balon, który trzymamy w rękach



Ryc. 2. Schemat obrazujący sposób rejestracji sygnału MMG (oscylacji mięśnia).

Czujnikiem do rejestracji MMG może być mikrofon, akcelerometr lub laser. Schemat na rycinie jest przykładem zastosowania mikrofonu.

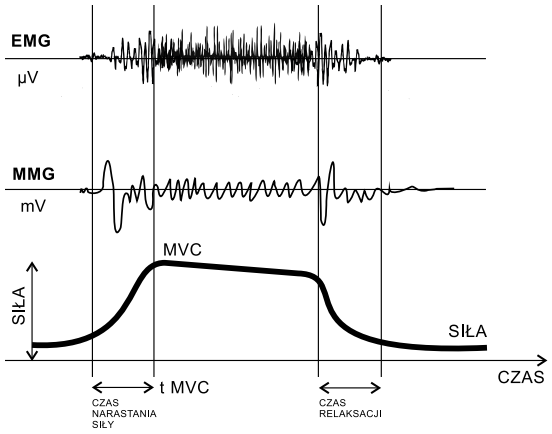
za jego końce. Kiedy zbliżając do siebie ręce ściskamy balon, to ulega on skróceniu i jednocześnie „grubieje". Podobnie jest z mięśniem, ma on stałą objętość, więc zmiana wymiarów długościowych w wyniku skurczu i skracania powoduje zwiększenie wymiarów poprzecznych (grubości). Do rejestracji tych specyficznych oscylacji mięśnia (bocznych odkształceń) stosuje się specjalnie do tego przystosowane mikrofony, akcelerometry lub laser (ORIZIO 2004). Chcąc sprawdzić, na ile porównywalne są wyniki badań MMG dokonywane za pomocą różnych czujników przez różnych badaczy, wykonaliśmy wraz z zespołem w Danii eksperyment, w którym rejestrowaliśmy MMG za pomocą mikrofonu i akcelerometru podczas skurczu submaksymalnego (średniej intensywności) izometrycznego, koncentrycznego i ekscentrycznego (JASKÓLSKA i współaut. 2007). W tym celu, po pomiarach maksymalnej siły MVC, badany wykonywał skurcz koncentryczny-izometryczny-ekscentryczny, trzymając w ręce kolejno ciężar odpowiadający 10%, 30%, 50% i 70% jego MVC. Z pozycji wyjściowej, w której kończyna górna była całkowicie wyprostowana wzdłuż tułowia, na sygnał dźwiękowy badany miał za zadanie wykonać w czasie 3 sec całkowite zgięcie kończyny górnej w stawie łokciowym (skurcz koncentryczny, w którym mięśnie będąc w skurczu skracają się w wyniku zmniejszenia kąta w stawie), w tej pozycji utrzymywać ciężar przez 3 sec (skurcz izometryczny, gdyż brak jest zmian długości mięśnia – kąt w stawie nie zmienia się) i następnie w czasie 3 sec, utrzymując ciężar, prostować kończynę do pełnego wyprostu (skurcz ekscentryczny, gdyż mięśnie będąc w skurczu są rozciągane w wyniku wzrostu kąta w stawie). Średnia prędkość kątowa podczas zginania i prostowania kończyny wynosiła 40°/sekundę. W tym czasie na mięśniu dwugłowym ramienia każdego badanego przymocowane były czujniki MMG: akcelerometr i mikrofon [który wbudowany był w specjalną sondę przygotowaną przez nasz zespół w Polsce, w której też zamontowane były dwie elektrody do pomiaru czynności bioelektrycznej mięśnia (EMG)] (Ryc. 3). Badania te wykazały, że podczas wszystkich rodzajów skurczów: koncentrycznych, ekscentrycznych i izometrycznych, trend zmiany drgań i odkształceń mięśnia, wraz ze wzrastającą stopniowo siłą, był podobny w obu czujnikach (JASKÓLSKA i współaut. 2007). Zatem oba mogą być używane do rejestracji i analizy sygnału mechanomiograficznego.

Rejestrując czynność bioelektryczną i mechanomiograficzną badaliśmy wpływ aktywności mięśni agonistycznych i antagonistycznych na narastanie siły i jej spadek



Ryc. 3. Sonda do rejestracji sygnału MMG za pomocą mikrofonu (w środku sondy) i EMG (dwie małe elektrody z boku mikrofonu) (panel lewy). Przykładowe umieszczenie sondy na mięśniu (prawy panel).

(relaksację) podczas maksymalnego skurczu izometrycznego, co obrazuje Ryc. 4. Mechanizmy narastania i relaksacji siły na poziomie komórkowym i izolowanego mięśnia były już badane przez innych autorów, począwszy od klasycznych badań Huxley'a (HUXLEY i SIMMONS 1970, 1972). Wykazano, że na szybkość narastania i relaksacji siły mają wpływ molekularne mechanizmy skurczu mięśnia (w tym uwalnianie i zwrotne wychwytywanie jonów wapnia przez siateczkę sarkoplazmatyczną, kinetyka miozynowych mostków poprzecznych), ale też sztywność elementów sprężystych i oddawanie energii elastycznej przez elementy sprężyste mięśnia oraz rekrutacja/derekrutacja jednostek motorycznych (MILNER-BROWN i STEIN 1973, FREUND i współaut. 1975, KUKULKA i CLAMAN 1981, MERO i współaut. 1981, GILLIS 1985, JONES i BIGLAND-RITCHIE 1986, OISHI i NIKORIGAWA 1988, ALLEN i współaut. 1989, ASHEY i współaut. 1993, WAHR 1994, SZCZĘSNA i współaut. 1996). Należy jednak pamiętać, że podczas naturalnych ruchów i skurczów dowolnych siła mierzona, np. dynamometrem, jest wypadkową siły wszystkich mięśni biorących udział w tym skurczu. Jest to grupa mięśni, których aktywacja powoduje np. zginanie kończyny w danym stawie (zginacze), oraz przeciwstawna grupa mięśni, których pobudzenie powoduje wyprost kończyny w tym stawie (prostowniki). W zależności od tego, co zamierzamy zrobić, jaki wykonać ruch czy skurcz, mózg musi odpowiednie mięśnie pobudzać, a inne hamować. Stopień pobudzenia tych grup mięśni podczas wykonywania zadania ruchowego decyduje o wielkości rozwijanej siły oraz prędkości ruchu. Im większe pobudzenie agonistów i synergistów, a mniejsze antagonistów, tym większą rozwijamy siłę i prędkość ruchu. Zatem, badanie właściwości tych mięśni w skurczach i ruchach dowolnych daje możliwości całościowej, globalnej oceny aktywacji mięśni biorących udział w danym skurczu i ruchu.



Ryc. 4. Schematyczny wykres z jednoczesnej rejestracji sygnału elektromiograficznego (EMG) (górny panel), mechanomiograficznego (MMG) (środkowy panel) i siły w czasie (F-t) (dolny panel) podczas dowolnego maksymalnego skurczu izometrycznego (MVC).

Gdy podzielimy siłę MVC przez czas jej narastania, to otrzymamy gradient narastania siły (średnią prędkość z jaką siła była rozwijana). Odpowiednio, gdy podzielimy wartość siły na końcu skurczu do czasu, w którym siła spadła do zera (to jest czasu relaksacji), to otrzymamy gradient relaksacji. Możemy zauważyć, że czynność bioelektryczna mięśni rośnie podczas narastania siły uzyskując największą amplitudę podczas MVC i utrzymuje się z małymi wahaniami do końca skurczu, a następnie spada do zera zgodnie ze spadkiem siły. Natomiast sygnał MMG największą amplitudę ma na początku skurczu i na początku relaksacji, kiedy to mięśnie najbardziej oscylują i zmieniają swoje wymiary w wyniku rekrutacji (podczas narastania siły) i derekrutacji (podczas relaksacji) jednostek motorycznych i zmian napięcia mięśnia. Gdy MVC utrzymywany jest w czasie, to mięsień jest w maksymalnym skurczu i napięciu, występują małe oscylacje mięśnia, stąd amplituda sygnału MMG zmniejsza się.

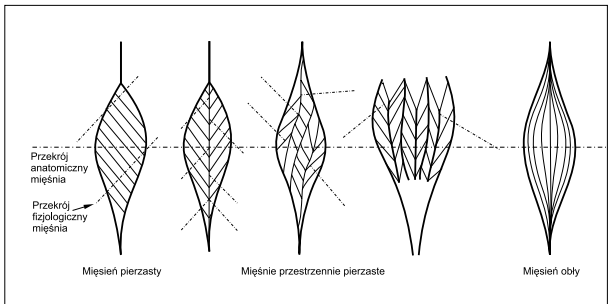
Mając to na uwadze, nasz zespół prowadził badania nad wzorcem aktywacji mięśni agonistycznych, synergistycznych i antagonistycznych w skurczach izometrycznych maksymalnych i submaksymalnych stosując wspomnianą sondę z wmontowanym w części środkowej mikrofonem do rejestracji MMG i po obu stronach mikrofonu dwoma elektrodami do rejestracji EMG (JASKÓLSKA i współaut. 2003; JASKÓLSKI i współaut. 2007; MARUSIAK i współaut. 2009a, b). Ze względu na to, że podczas aktywności ruchowej i treningu sportowego wykonujemy ruchy złożone (a jest ich większość), często cykliczne (np. bieg), to nie tylko narastanie siły, ale również relaksacja odgrywa bardzo ważną rolę. Dlatego badaliśmy aktywność i udział mięśni synergistycznych i antagonistycznych (mierzonych za pomocą EMG i MMG) w relaksacji siły po maksymalnym skurczu izometrycznym i obserwowaliśmy, czy i jaki jest wpływ kąta w stawie (długości mięśni) na tę aktywność (JASKÓLSKA i współaut. 2003). W badaniach wzięło udział 22 studentów wychowania fizycznego. U każdego badanego wykonaliśmy jedną sesję zapoznawczą i 4 sesje pomiarowe. Sesja zapoznawcza polegała na nauczeniu badanego, jak na sygnał dźwiękowy wykonywać najszybciej i z największą siłą skurcz mięśni zginaczy stawu łokciowego, utrzymywać go przez 3 sec, i w jaki sposób relaksować mięśnie najszybciej jak to możliwe, po usłyszeniu drugiego sygnału dźwiękowego. Pierwsza i druga sesja badawcza poświęcone były wyznaczeniu kąta optymalnego dla MVC na urządzeniu BIODYNA i przy zastosowaniu tej samej procedury, co przy ocenianiu wpływu kąta na wielkość MVC. To znaczy, że rejestrowano siłę w kącie 90°, a następnie losowo w kątach mniejszym lub większym o 10°. Jeśli siła w tych kątach nie zmieniała się znacząco, to badania kontynuowano w kątach zmniejszanych o 10° (70° i 110°). Za kąt optymalny dla siły, przyjęto ten, w którym badany uzyskał największą wartość siły izometrycznej. Druga sesja była taka sama jak pierwsza, z tym że zmiana kąta następowała w innej kolejności. Trzecia i czwarta sesje były poświęcone pomiarom MVC, siły końcowej (wartości siły, jaką notowano w momencie emisji drugiego sygnału dźwiękowego, na który badany musiał zrelaksować mięśnie) i parametrów charakteryzujących poszczególne fazy relaksacji w kącie optymalnym oraz w kącie mniejszym o 30° i większym o 30° od kąta optymalnego. Mając zarejestrowane wszystkie pomiary krzywej siły w czasie (F-t) wyznaczaliśmy na ramieniu zstępującym (na krzywej relaksacji siły, czyli jej spadku) fazę wczesnej (wolnej) relaksacji (spadek siły z 95 do 80% siły końcowej), fazę późnej (szybkiej) relaksacji (spadek od 50% do 20% siły końcowej) (patrz Ryc. 1). Następnie wyliczano szybkość spadku siły w tych fazach jako ilorazy spadku siły w % (w wymienionych powyżej zakresach) do czasów, w których spadki siły nastąpiły, i wyrażone w % spadku siły końcowej w czasie 1 sec. Były to odpowiednio gradient wczesnej i późnej relaksacji. Wykazaliśmy, że pierwsza, wolna faza relaksacji siły (spadek siły od 95 do 80% siły maksymalnej) jest zależna od wielkości spadku aktywności mięśni synergistycznych, podczas gdy druga, szybka faza relaksacji, z szybkim spadkiem siły, zależy od utrzymującej się w czasie relaksacji aktywności antagonistów, niezależnie od długości mięśni (kąta w stawie). Wynika z tego też wniosek praktyczny, że podczas wykonywania ruchów w codziennej aktywności ważna jest też prawidłowa czynność mięśni antagonistycznych,

gdyż przyśpieszają spadek siły (relaksację) i tym samym pozytywnie wpływają na wykonywanie ruchów, szczególnie cyklicznych, powtarzanych (np. bieg, chód).

Dodatkowo, JASKÓLSKI i współaut. (2007) badali wpływ ćwiczeń ekscentrycznych na czynność bioelektryczą i mechanomiograficzną mięśnia agonistycznego (w tych badaniach był to mięsień dwugłowy ramienia) i antagonistycznego (trójgłowego ramienia), z zastosowaniem wcześniej opisanej sondy do rejestracji EMG i MMG. Ćwiczenie to polegało na przeciwstawianiu się wymuszanemu przez dynamometr ruchowi prostowania kończyny w stawie łokciowym. Czyli dźwignia dynamometru, na której umieszczona i umocowana była kończyna górna osoby badanej, była wprawiana w ruch wymuszający prostowanie stawu łokciowego, a badany miał stawiać opór poprzez aktywację zginaczy stawu łokciowego. Badania te wykazały, że zmiany w czynności bioelektrycznej i mechanicznej w czasie maksymalnego skurczu izometrycznego były podobne po ćwiczeniach ekscentrycznych (po zmęczeniu), zarówno w agoniście i antagoniście. Natomiast 3 dni po zmęczeniu (po tych ćwiczeniach) zmiany w sygnale EMG były różne od rejestrowanych w sygnale MMG w obu mięśniach, co związane jest z tym, że poza strategią aktywacji jednostek motorycznych, MMG odzwierciedla odkształcenia mechaniczne i wibracje mięśnia podczas skurczu. Z kolei zaobserwowane jednakowe w obu mięśniach zmiany na poziomie MVC w czynności elektrycznej i mechanicznej potwierdziły, że mózg wysyła impulsy i kontroluje jednocześnie pracę mięśni agonistycznych i antagonistycznych.

WIELKOŚĆ SIŁY ROZWIJANEJ PRZEZ MIĘSIEŃ ZALEŻY TEŻ OD PRZEKROJU MIĘŚNIA

Patrząc na mięśnie ciężarowca i długodystansowca wiemy, który z nich rozwija większą siłę. EDGERTON i współaut. (1990) i ENOKA (1994) podają, że napięcie mięśnia (siła) na 1 cm^2 jego powierzchni wynosi 30 N/cm^2, chociaż wartości 40 N/cm^2 i wyższe też są podawane (np. gdy dotyczą siły i powierzchni przekroju całych grup mięśniowych i osób wytrenowanych). Odpowiedzialnymi za skurcz i siłę mięśnia są elementy kurczliwe mięśnia (miofibryle), znajdujące się we włóknach mięśniowych, więc im więcej włókien będzie ulegało skurczowi, tym większą siłę rozwinie mięsień. Zatem, im większy mięsień i im więcej w nim włókien, tym większą siłę będzie mógł rozwinąć, ponieważ siła całego mięśnia zależy od przekroju wszystkich włókien mięśniowych ulegających skurczowi. Liczba włókien w mięśniu związana jest też z przestrzennym ich układem w mięśniu. Układ ten może być wrzecionowaty (mięsień obły) lub pierzasty (mięsień pierzasty), co obrazuje Ryc. 5. Skoro funkcją mięśni kończyny dolnej jest utrzymywanie i przenoszenie ciężaru naszego ciała, to należało założyć, że będą one w większości mięśniami pierzastymi. Żeby to sprawdzić, razem z profesorem Fidelusem przeprowadziliśmy badania na zwłokach 3 mężczyzn (FIDELUS i współaut. 1978). Brzuśce mięśni preparowane były tak, aby uwidocznić punkty przyczepu ścięgien i wzajemne położenie mięśni sąsiednich. Mierzyliśmy długość całego mięśnia wraz ze ścięgnami (od przyczepu początkowego do końcowego), długość ścięgna początkowego i końcowego, długość włókien mięśniowych, kąt pierzastości i przekroje anatomiczne (jako prostopadłe do długiej osi mięśni). Przekrój anatomiczny mięśni obłych wyliczaliśmy na podstawie pomiaru szerokości i grubości brzuśca mięśnia. W tych mięśniach przekrój anatomiczny jest równy fizjologicznemu, bo jest przekrojem prostopadłym do wszystkich jego włókien mięśniowych. W przypadku mięśni pierzastych, przekrojów prostopadłych do włókien mięśniowych mogło być kilka i dlatego oceniano sumę powierzchni przecinających wszystkie włókna mięśniowe danego mięśnia (lub jego głowy). Pole przekroju obliczono przyrównując kształt przekroju do trójkąta lub elipsy. W przypadku mięśnia pierzastego kierunek przebiegu włókien mięśniowych nie jest zgodny z osią podłużną mięśnia, więc



Ryc. 5. Różny układ włókien mięśniowych w mięśniach pierzastych (cztery schematy od lewej strony) i w mięśniu obłym, o wrzecionowatym układzie włókien (pierwszy od prawej strony).

Pozioma linia przerywana, przecinająca wszystkie mięśnie przez środek wskazuje przekroje anatomiczne wszystkich mięśni, prostopadłe do osi długiej każdego z mięśni. Kreski przerywane skośne, poprowadzone prostopadle do włókien mięśniowych mięśni pierzastych, są przekrojami fizjologicznymi. W mięśniu obłym przekrój anatomiczny równy jest przekrojowi fizjologicznemu. W mięśniach pierzastych przekrój fizjologiczny całego mięśnia równy jest sumie wszystkich przekrojów poprzecznych włókien mięśniowych.

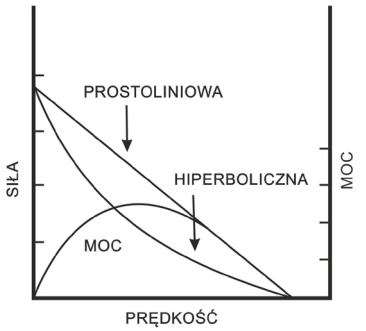
w celu określenia ich przekroju fizjologicznego przeprowadziliśmy zewnętrzne pomiary mięśni z dodatkowym uwzględnieniem kąta przebiegu włókien mięśniowych w stosunku do długiej osi mięśnia, tzw. kąta pierzastości. Wartość przekroju fizjologicznego (f) mięśni pierzastych obliczono ze wzoru:

$$f=a/\cos\ \alpha,$$

gdzie a – to przekrój anatomiczny, α – to wartość kąta pierzastości. Dla większości mięśni pierzastych należało obliczyć kilka przekrojów fizjologicznych, aby po ich zsumowaniu otrzymać całkowitą wartość przekroju. Mięśniami obłymi okazały się mięśnie: pośladkowy wielki część dolna, półścięgnisty, naprężacz powięzi szerokiej, krawiecki, podkolanowy i podeszwowy - pozostałe to mięśnie pierzaste. Największy kąt pierzastości miały mięśnie: pośladkowy wielki część górna (40-50°), przywodziciel wielki (30-40°), czworogłowy głowa przyśrodkowa (40-45°) i płaszczkowaty (45°). Najmniejszy kąt (10-15°) miały mięśnie: czworogłowy głowa pośrednia, smukły, prostownik długi palucha i zginacz długi palucha, dwugłowy uda, głowa krótka i długa. Kąty w zakresie 20-30° miały mięśnie: czworogłowy głowa boczna, prosty uda, dwugłowy uda, głowa długa, półbłoniasty, brzuchaty łydki głowa przyśrodkowa, brzuchaty łydki głowa boczna, piszczelowy przedni i tylny, strzałkowy długi i krótki. Zatem, zgodnie z naszym przypuszczeniem większość mięśni (aktonów mięśniowych) kończyny dolnej to mięśnie pierzaste o różnej wartości kąta pierzastości, wśród których 5 było mięśniami przestrzennie pierzastymi. Natomiast na 25 przebadanych mięśni i/lub aktonów mięśniowych kończyny dolnej człowieka, tylko 6 było mięśniami obłymi. Największe przekroje fizjologiczne miały mięśnie pierzaste. Stosunkowo najmniejszymi przekrojami fizjologicznymi charakteryzowały się mięśnie obłe i małe mięśnie pierzaste. Wyniki naszych badań, dotyczące parametrów architektury mięśni kończyn dolnych, zostały potwierdzone następnie przez WICKIEWICZA i współaut. (1983) oraz FREDERICHA i BRANDA (1990). Dodatkowo, późniejsze badania HERBERTA i GANDEVII (1995) wykazały, że kąt pierzastości włókien mięśniowych zmienia się wraz ze zmianą kąta w stawie podczas dowolnego maksymalnego skurczu izometrycznego, natomiast w mięśniu w spoczynku kąt w stawie nie ma wpływu na kąt pierzastości mięśnia.

WIELKOŚĆ ROZWIJANEJ SIŁY ZALEŻY TEŻ OD SZYBKOŚCI WYKONYWANEGO SKURCZU I RUCHU

Chociaż większość osób nie wie o takiej zależności, jednak wykorzystuje to podświadomie w czasie wykonywania różnych czynności. Gdy mamy podnieść ciężki przedmiot, to, starając się rozwinąć jak największą siłę, robimy to powoli, gdyż szybkie wykonanie tej czynności grozi kontuzją. Tak jest w skurczach koncentrycznych. Natomiast w skurczu ekscentrycznym możemy rozwinąć siłę nawet większą niż w maksymalnym skurczu izometrycznym, czyli maksymalna siła podczas opierania się jakiemuś obciążeniu może być większa niż w skurczu izometrycznym.



Ryc. 6. Zależność siła-prędkość (F-V) (prostoliniowa i hiperboliczna) i moc rozwijana w tym czasie.

Można zauważyć, że moc maksymalna rozwijana jest przy średnim obciążeniu i prędkości (w zakresie od 0,3 do 0,5 ich maksymalnych wartości).

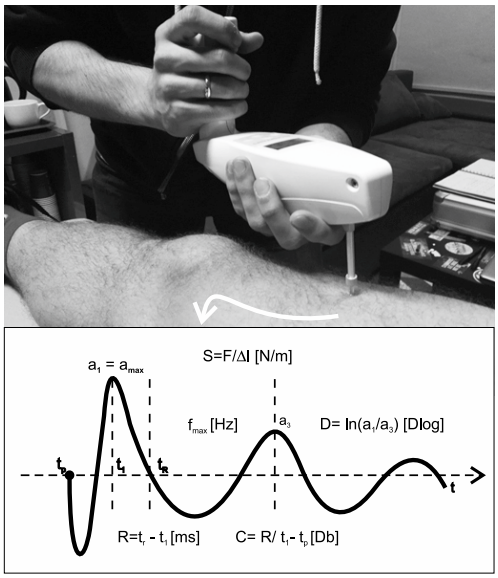
Pionierskie badania dotyczące zależności między siłą i prędkością ruchu (krzywa F-V) prowadził od początku lat 20. XX w. Hill (HILL 1922, 1938), w wyniku których przedstawił hiperboliczne równanie, zwane równaniem Hilla (HILL 1938), klasyczne dla ruchów koncentrycznych. Późniejsze badania na mięśniu żaby wykazały, że przebieg ten może mieć kształt podwójnej hiperboli (EDMAN 1988, ALCAZAR i współaut. 2019).) Przebieg zależności F-V obrazuje Ryc. 6. W latach 90. XX w. nasz zespół ciekawiło, jaki jest charakter przebiegu zależności siły od prędkości u ludzi w ruchach angażujących wiele stawów, takich jak jazda na rowerze czy bieg. Skonstruowano więc specjalne stanowisko do testu wykonywanego kończynami górnymi. Ergometr rowerowy do pracy kończynami górnymi zamontowano na specjalnej, metalowej ramie, zamocowanej do ściany i podłogi, która umożliwiała ustawienie wysokości położenia ergometru nad podłogą oraz odległości siedziska od ergometru, dla osób o różnej wysokości i długości kończyn. W badaniach brali udział młodzi lekkoatleci, specjalizujący się w skoku w dal (ZALEWSKI i współaut. 1994). Wykonywali oni 5-minutową rozgrzewkę, polegającą na pedałowaniu kończynami górnymi lub dolnymi na odpowiednim cykloergometrze. Po 5 min. wypoczynku przystępowali do właściwego te-

stu, który wykonywali przy obciążeniach od 14,72 N do 34,34 N przy wzroście o 4,91 N dla kończyn górnych, a dla kończyn dolnych od 29,43 N do 58,86 N również przy wzroście o 4,91 N. Badanie zawsze rozpoczynało się od pedałowania na niższym obciążeniu, które było zwiększane do uzyskania żądanej wartości. Na każdym z obciążeń badany musiał rozwinąć maksymalną dla niego prędkość pedałowania, którą rejestrowano za pomocą czujnika elektromagnetycznego zamontowanego na kole zębatym cykloergometru, który był sprzężony z komputerem. Test kończynami dolnymi wykonywano następnego dnia w ten sam sposób, ale przy wyższych obciążeniach. W celu porównania charakteru przebiegu zależności F-V (siła-prędkość) dla kończyn górnych i dolnych wyliczano obciążenia względne wyrażone stosunkiem F/F_{max}, gdzie F_{max} było obciążeniem najwyższym, które dla kończyn górnych wynosiło 34,34 N, a dla dolnych 58,86 N. Do porównań wzięliśmy zbliżone zakresy obciążeń względnych. Stosując aproksymację hiperboliczną i regresję liniową wyznaczyliśmy przebieg zależności F-V. Stwierdziliśmy, że w zakresie od 50% do 100% obciążenia maksymalnego prędkości wyliczone przy pomocy regresji liniowej i aproksymacji hiperbolicznej nie różniły się zasadniczo od rzeczywiście rozwijanych i że w zakresie badanych obciążeń zależność F-V jest raczej prostoliniowa niż hiperboliczna, zarówno dla kończyn dolnych, jak i górnych.

W kolejnych badaniach na ergometrze rowerowym kończynami dolnymi (które prowadziliśmy w USA z prof. Skinnerem) brali udział młodzi mężczyźni, studenci (JASKÓLSKA i współaut. 1999d). Zastosowano obciążenia 40, 60, 75, 90, 105 i 120 g/kg masy ciała. Podobnie jak w poprzednich eksperymentach, osoby badane miały za zadanie pedałować jak najszybciej na każdym z obciążeń. Prędkość była wyświetlana na monitorze komputera i kiedy spadała, próbę przerywano. Przerwa między kolejnymi próbami (obciążeniami) wynosiła 5 min. Ta sama grupa wykonywała test na specjalnej bieżni, na której zadawane było obciążenie (opór pasa, po którym biegli) i mierzono prędkość ich biegu. Studenci wykonywali 5 maksymalnych prób przy sile oporu ustawianej na poziomie 5% (68 N), 8% (108 N), 10% (135 N), 13% (176 N), 15 % (203 N), i 20% (270 N) maksymalnego oporu równego 1350 N. Przy obciążeniu 20% wielu badanych nie mogło ruszyć pasa bieżni. Wykreślana była także zależność F-V. Okazało się, że zarówno podczas jazdy na cykloergometrze (ZALEWSKI i współaut. 1994), jak i podczas biegu na bieżni (JASKÓLSKA i współaut. 1999c, d), w badanych zakresach obciążeń zewnętrznych zależność między siłą a prędkością ma przebieg raczej prostoliniowy niż hiperboliczny. Wyniki prostoliniowej zależności między siłą i prędkością ruchów wielostawowych znalazły potwierdzenie w późniejszych badaniach BOBBERTA (2012). Iloczyn obciążenia i prędkości rozwijanej przy tym obciążeniu pozwala określić moc (Ryc. 6). Wykazano, że niezależnie od kształtu krzywej zależności siła-prędkość (prostoliniowy czy hiperboliczny) istnieje optymalna wartość obciążenia, przy której moc rozwijana przez mięśnie jest największa (JASKÓLSKI i współaut. 1996; JASKÓLSKA i współaut. 1999c, d). Ponadto, późniejsze badania ALCAZAR i współaut. (2019) dowiodły, że kształt przebiegu zależności między siłą i prędkością oraz optymalne obciążenie, przy którym uzyskiwana jest moc maksymalna, zależą od długości mięśnia i kąta w stawie. Zatem, kiedy chcemy rozwinąć maksymalną moc podczas aktywności ruchowej, powinniśmy stosować średnie obciążenia. Jeżeli celem treningu byłoby poprawienie prędkości, tak jak u sprinterów, to należy trenować przy małych obciążeniach. Natomiast trening prowadzony z dużymi i maksymalnymi obciążeniami najskuteczniej poprawi siłę mięśni.

OPRÓCZ WŁAŚCIWOŚCI KURCZLIWYCH MIĘŚNI I ICH ZDOLNOŚCI DO ROZWIJANIA SIŁY, MIĘŚNIE CHARAKTERYZUJĄ SIĘ SPECYFICZNYMI WŁAŚCIWOŚCIAMI MECHANICZNYMI

Obok elementów kurczliwych mięśnia, wpływ na jego właściwości mechaniczne mają elementy elastyczne (sprężyste), które występują zarówno w samych włóknach mięśniowych, jak też na zewnątrz nich w postaci wielu warstw tkanki łącznej, otaczającej włókna oraz cały mięsień. Występujące w mięśniach człowieka dwa podstawowe typy włókien mięśniowych, szybko kurczące się (FT) i wolno kurczące się (ST), różnią się zawartością elementów elastycznych, ze względu na różną zawartość kolagenu. Włókna ST mają większą liczbę włókien kolagenowych niż FT (KOVANEN i współaut. 1984), dlatego charakteryzują się większą sztywnością (WALMSLEY i PROSKE 1981, CUI i współaut. 2007). Zatem skład włókien w danym mięśniu będzie wpływał na właściwości mechaniczne mięśni. Oprócz składu, również liczba włókien mięśniowych wpływa na ilość elementów elastycznych w mięśniu, ponieważ tkanka łączna otacza każde włókno mięśniowe. Dlatego mięśnie o pierzastym układzie, posiadające więcej włókien, będą zawierały więcej elementów elastycznych. Zatem, ilość elementów elastycznych w mięśniu



Ryc. 7. Pomiar miometryczny i krzywa oscylacji tłumionych drgań wywołanych uderzeniem zgłębnika Myotonu w skórę nad mięśniem poddanym badaniu i algorytmy wyliczania pięciu parametrów charakteryzujących właściwości tkanki mięśnia.

f – częstotliwość (maksymalna) [Hz] naturalnej oscylacji charakteryzująca wewnątrzkomórkowe napięcie mięśnia. S [N/m] – sztywność mięśnia reprezentująca opór tkanki mięśnia na skurcz lub na siłę odkształcającą, wyliczana jako stosunek siły nacisku zgłębnika Myotonu na mięsień (F) do wielkości (głębokości) odkształcenia tkanki (Δl). D [Dlog] – elastyczność mięśnia, jest wskaźnikiem tłumienia oscylacji mięśnia w związku z rozpraszaniem energii mechanicznej i wskazuje na zdolność mięśnia do odtwarzania kształtu po skurczu lub usunięciu siły zewnętrznej (końcówki Myotonu). R [ms] – relaksacja to czas między czasem maksymalnego odkształcenia tkanki mięśnia i jej powrotu do stanu wyjściowego (inaczej – czas relaksacji mechanicznego naprężenia mięśnia). C – właściwość pełzania tkanki mówi nam o stopniowym wydłużaniu tkanki mięśnia w czasie, kiedy poddana jest naprężeniu rozciągającemu (sile rozciągającej) i wyliczana, jako stosunek czasu relaksacji mechanicznego naprężenia (R) do czasu potrzebnego na rozciągnięcie tkanki (t_1 - t_p), gdzie t_p oznacza czas wyjściowy (zero odkształcenia), a t_1 czas maksymalnego rozciągnięcia. Zainteresowanych szczegółami algorytmów wyliczania tych parametrów odsyłam do Instrukcji aparatu MyotonPro (MYOTONPRO 2013).

i tym samym właściwości mechaniczne mięśnia będą zależne między innymi od struktury (układu włókien mięśniowych), budowy i składu włókien mięśniowych. Elementy elastyczne (sprężyste) nie tylko utrzymują mięsień w całości, ale też przenoszą poprzez ścięgna na kości siłę rozwijaną przez włókna mięśniowe, w ten sposób wywołując ruch. Dotykając mięśnia swojego lub innej osoby stwierdzamy, że jest on bardzo miękki, luźny albo odwrotnie, twardy i napięty. Kiedy zgłaszamy się do fizjoterapeuty z bólem mięśni i trudnościami wykonywania ruchów, to często dowiadujemy się, że nasze mięśnie są bardzo napięte. Czyli dotykając, możemy z grubsza określić pewne właściwości mechaniczne tkanki mięśnia. Właściwości te warunkują prawidłowe funkcjonowanie mięśni i tym samym mają duże znaczenie dla codziennej oraz sportowej aktywności ruchowej. Niezbędna jest wiec wiedza na temat ich ilościowych zmian oraz określenie, co na nie wpływa i od czego one zależą? Do bezinwazyjnej, przyżyciowej oceny właściwości mechanicznych tkanki mięśnia stosowana jest obecnie coraz częściej miometria. Wykorzystuje ona aparat Myoton, który wytwarza krótkie mechaniczne impulsy (uderzenia) stymulując skórę nad badanym mięśniem celem wzbudzenia wytłumianych oscylacji, a na podstawie analizy krzywej oscylacji wyliczanych jest pięć parametrów, co obrazuje Ryc. 7.

Aby zbadać wpływ intensywności skurczu na napięcie i właściwości biomechaniczne mięśnia ramienno-promieniowego, podczas izometrycznego skurczu mięśni zginaczy stawu łokciowego, poddaliśmy badaniom 17 studentów wychowania fizycznego. Mierzyliśmy w spoczynku i na 4 poziomach względnych siły maksymalnej (25, 50, 80 i 100% MVC), częstotliwość (F; napięcie), sztywność (S) i elastyczność (D) mięśnia ramienno-promieniowego (JAROCKA i współaut. 2012). Na Ryc. 8 pokazano ułożenie kończyny na dźwigni BIODYNY podczas pomiarów siły zginaczy stawu łokciowego i miejsce dokonywania pomiarów miometrycznych na mięśniu ramienno-promieniowym za pomocą Myotonu-3. Celem wyznaczenia MVC (sesja 1), badany zajmował miejsce na siedzisku stanowiska badawczego BIODYNA i kładł rękę na ramieniu obciążnika tak, że kończyna górna była umieszczona prostopadle do tułowia z ramieniem w linii barków i przedramieniem pod kątem prostym w stosunku do ramienia. W spoczynku, w pozycji ułożenia kończyny jak na Ryc. 8, dokonywano pomiarów miometrycznych na mięśniu ramienno-promieniowym. Następnie badany wykonywał rozgrzewkę, po której (po 3 min. wypoczynku) rejestrowaliśmy trzy próby MVC. Badany był instruowany, by na sygnał dźwiękowych rozwinąć w jak najszybszym czasie maksymalną siłę, utrzymywać ją do następnego sygnału dźwiękowego, kończącego próbę (wówczas miał on dokonać jak najszybszej relaksacji mięśni). Podczas drugiej sesji ponownie wykonywano pomiar miometryczny w spoczynku, a następnie w skurczu, w porządku losowym, na poziomach siły 25% i 50%MVC (po 4 pomiary) i 80% MVC (dwa pomiary). Pomiary dokonane w sesji 2, powtórzono



Ryc. 8. Ułożenie kończyny górnej na ramieniu BIODYNY oraz sposób i miejsce pomiarów miometrycznych za pomocą Myoton-3 na mięśniu ramienno-promieniowym.

w sesji 3. Jak można było się spodziewać, napięcie i sztywność mięśnia ramienno-promieniowego były większe na każdym poziomie siły skurczu mięśnia niż w mięśniu zrelaksowanym (w spoczynku) oraz wartości zarejestrowane na poziomie 80% i 100% MVC były istotnie statystycznie większe od tych na poziomach niższych siły (25% i 50% MVC). Natomiast elastyczność (dekrement) mięśnia ramienno-promieniowego podczas skurczu była istotnie statystycznie większa niż w spoczynku (w mięśniu zrelaksowanym), niezależnie od intensywności skurczu. Dodatkowo, elastyczność mięśnia była niezależna od intensywności skurczu (siły skurczu), bo wartości dekrementu były zbliżone na wszystkich poziomach MVC. Wynika z tego, że na sztywność i napięcie mięśnia będącego w skurczu duży wpływ mają również elementy kurczliwe mięśnia (liczba połączonych mostków miozynowych w sarkomerze, które decydują o sile skurczu mięśnia), natomiast wpływ na elastyczność mięśnia jest niezależny od liczby połączonych mostków w sarkomerach.

CZY RÓŻNE MIĘŚNIE W CIELE CZŁOWIEKA MAJĄ TAKIE SAME WŁAŚCIWOŚCI?

Aby odpowiedzieć na to pytanie, przeprowadziliśmy badania w różnych grupach osób na mięśniach różniących się wielkością i układem włókien mięśniowych, typem, liczbą i wielkością jednostek motorycznych oraz funkcją. Czynniki te mają decydujący wpływ zarówno na wielkość pobudzenia mięśnia, siłę skurczu, a także na właściwości mechaniczne tkanki mięśnia.

Podstawą wyboru konkretnych mięśni były wyniki badań FIDELUSA i współaut. (1978), JOHNSONA i współaut. (1973a, b) i LEXELLA i współaut. (1983) 1988), dotyczące wielkości i architektury mięśni oraz typu, liczby i wielkości jednostek motorycznych.

RÓŻNE MIĘŚNIE MOGĄ RÓŻNIĆ SIĘ POD WZGLĘDEM WŁAŚCIWOŚCI FIZJOLOGICZNYCH

Podczas dowolnego, maksymalnego skurczu izometrycznego (MVC) u starszych, zdrowych osób w wieku średnio 70 lat, nasz zespół (dane niepublikowane) zarejestrował w funkcji agonistycznej w mięśniu odwodzicielu krótkim kciuka średnią wartość amplitudy sygnału EMG (RMS) wynoszącą 230 μV, a w mięśniu prostowniku promieniowym nadgarstka 200 μV, natomiast w funkcji antagonistycznej dla mięśnia prostownika łokciowego nadgarstka wartość średnią około 77 μV. Z kolei u studentów wychowania fizycznego, w funkcji agonistycznej w mięśniu dwugłowym ramienia amplituda sygnału była w zakresie 500 μV do 700 μV (JASKÓLSKA i współaut. 2003, JASKÓLSKI i współaut. 2007), a dla mięśnia ramienno-promieniowego około 400 μV. Z kolei w funkcji antagonistycznej dla mięśnia trójgłowego ramienia średnie wartości RMS EMG wynosiły 80-100 μV (JASKÓLSKA i współaut. 2003, JASKÓLSKI i współaut. 2007). Wyniki te wskazują, że w funkcji agonistycznej podczas MVC występują różnice w wielkości pobudzenia poszczególnych mięśni (wielkości RMS EMG), co związane jest z różnicami w składzie włókien mięśniowych, wielkością i ilością jednostek motorycznych, a w funkcji antagonistycznej mięsień jest mniej pobudzany przez układ nerwowy niż w funkcji agonistycznej.

O ile czynność bioelektryczna (RMS EMG) mięśni w funkcji agonistycznej jest większa niż w antagonistycznej, o tyle amplituda sygnału mechanomiograficznego w obu funkcjach nie różni się. Czasami jest większa w antagonistycznej, podobnie jak jest większa w skurczach o sile mniejszej od maksymalnej. A to dlatego, że obok wzorca rekrutacji jednostek motorycznych, amplituda MMG odzwierciedla wielkość mechanicznych odkształceń brzuśca mięśnia. Są one większe w skurczach submaksymalnych (tym samym w funkcji antagonistycznej) niż maksymalnych, ponieważ napięcie mięśnia jest mniejsze w submaksymalnym niż maksymalnym skurczu (mniejsza siła antagonistów niż agonistów) (JASKÓLSKA i współaut. 2003, JASKÓLSKI i współaut. 2007).

RÓŻNE MIĘŚNIE NIE MAJĄ TAKICH SAMYCH WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH

Wyniki naszych badań (MARUSIAK i współaut. 2010, 2011, 2012), jak i innych autorów (JUNG i współaut. 2007, RÄTSEP i ASSER 2011, FRÄHLICH-ZWAHLEN i współaut. 2014, AGYAPONG-BADU i współaut. 2016, KONG i współaut. 2018) wskazywały, że wła-

ściwości mechaniczne mięśni mierzone w sposób nieinwazyjny za pomocą MyotonPro mogą być związane z wielkością i strukturą badanego mięśnia, składem włókien mięśniowych i funkcją. W tym celu przeprowadziliśmy badania miometryczne na mięśniach różniących się pod względem wymienionych parametrów u młodych osób (dane niepublikowane). Pomiary te wykonywaliśmy na mięśniach zrelaksowanych (w spoczynku) - badani leżeli na plecach mając kończyny górne wzdłuż tułowia i kończyny dolne wyprostowane. Za punkt do pomiarów miometrycznych przyjęliśmy środki brzuśców mięśnia dwugłowego ramienia (kończyna górna), piszczelowego przedniego i prostego uda (kończyna dolna).

Częstotliwość (f [Hz]). Mierzona przy użyciu MyotonuPro (MYOTONPRO 2013) częstotliwość oscylacji [Hz] mięśnia będącego w stanie zrelaksowanym (w spoczynku, bez wolicjonalnego pobudzenia mięśnia) wskazuje na wewnątrzmięśniowe ciśnienie i napięcie spoczynkowe mięśnia. Spośród przebadanych mięśni, największym napięciem charakteryzuje się mięsień piszczelowy przedni (średnie wartości w zakresie 19 Hz), następnie dwugłowy ramienia (14 Hz) i prosty uda (15 Hz). W naszych badaniach na mięśniu ramienno-promieniowym w spoczynku (JAROCKA i współaut. 2012) była to wartość około 11,5 Hz. Przy bardzo podwyższonych wartościach f dla danego mięśnia może dochodzić do ograniczenia przepływu krwi w mięśniach, co może skutkować ich szybszym męczeniem i wolniejszą odnową (wypoczynkiem) - ma to duże znaczenie w sporcie.

Sztywność mięśni (S). Z trzech mięśni poddanych badaniom, największą sztywnością charakteryzuje się mięsień piszczelowy przedni (410 N/m), następnie mięsień prosty uda (260 N/m), a najmniejszą dwugłowy ramienia (210 N/m). Sztywność mięśnia ramienno-promieniowego, zarejestrowana przez JAROCKĄ i współaut. (2012) wynosiła około 320-330 N/m. Sztywność mięśnia jest właściwością biomechaniczną tkanki, która reprezentuje opór mięśnia (tkanki) na skurcz lub na siłę odkształcającą, w tym przypadku na siłę z jaką zgłębnik MyotonuPro uderza w mięsień/naciska na mięsień. Jakie mogą być praktyczne skutki zwiększonej sztywności jakiegoś mięśnia? Jeżeli będziemy odczuwali i mieli zwiększoną sztywność mięśnia trójgłowego ramienia, to ze strony agonisty (dwugłowego ramienia) niezbędny będzie większy wysiłek, by rozciągnąć mięsień trójgłowy i wykonać zgięcie kończyny w stawie łokciowym. Zwiększa to koszt energetyczny tego ruchu, który staje się mniej ekonomiczny. Z drugiej strony, większa sztywność mięśnia skutkuje szybszym narastaniem siły (ANDO i SUZUKI 2019), co ważne jest w niektórych konkurencjach sportowych, np.: rzuty lekkoatletyczne (młotem, oszczepem, kulą), skoki, ale też w siatkówce czy koszykówce, gdzie szybkość rozwijania siły decyduje o wysokości wyskoku. Odwrotnością sztywności jest rozciągliwość, inaczej podatność, czyli mięsień charakteryzujący się dużą sztywnością trudno jest rozciągnąć, jest mało podatny na rozciąganie, i odwrotnie mięsień, który łatwo daje się rozciągnąć, będzie charakteryzował się małą sztywnością.

Elastyczność mięśni. Wyniki badań JAROCKIEJ i współaut. (2012) wykazały, że największą elastycznością (najmniejszym dekrementem) charakteryzuje się mięsień piszczelowy przedni (0,82 logD), następnie dwugłowy ramienia (1,1 logD), mięsień prosty uda (1,3 logD) i mięsień ramienno-promieniowy (2 logD). Logarytmiczny dekrement naturalnej oscylacji mięśnia wskazuje na elastyczność mięśnia. Jest to biomechaniczna właściwość tkanki, która charakteryzuje zdolność mięśnia do powrotu do wyjściowego kształtu (wymiarów) po skurczu lub po usunięciu siły zewnętrznej odkształcającej go. Elastyczność jest odwrotnie proporcjonalna do dekrementu, ale też do plastyczności. Dlatego mięsień ramienno-promieniowy i piszczelowy przedni charakteryzują się najmniejszą plastycznością, ale największą elastycznością. Jeśli mięsień jest bardziej elastyczny, to jest też bardziej ekonomiczny i sprawny w wykonywaniu swojej funkcji.

Właściwości lepko-sprężyste mięśni. Używając aparatu MyotonPro można zmierzyć zdolność pełzania i relaksacji tkanki mięśniowej, które wskazują na jej lepko-sprężyste właściwości. Niestety, w literaturze światowej brak jest danych na ten temat. Z naszych niepublikowanych badań wynika, że spośród trzech analizowanych przez nas mięśni (prosty uda, piszczelowy przedni i dwugłowy ramienia), wartości pełzania i relaksacji są najmniejsze w mięśniu piszczelowym przednim, a w prostym uda i dwugłowym ramienia są zbliżone, z nieco mniejszymi wartościami w dwugłowym ramienia. Relaksacja (R; [ms]), mierzona jako czas relaksacji mechanicznego naprężenia tkanki mięśnia, określa, ile czasu mięsień potrzebuje, by powrócić do pierwotnego kształtu po skurczu dowolnym lub po usunięciu siły zewnętrznej. Jest to czas między czasem uzyskania maksymalnego odkształcenia a czasem powrotu do stanu wyjściowego (zero odkształcenia). Właściwość pełzania (C; [Db]) mówi nam o stopniowym wydłużaniu tkanki mięśnia w czasie, kiedy poddana jest ona naprężeniu rozciągającemu (sile rozciągającej), w naszym przypadku występująca pod

wpływem nacisku zgłębnika MyotonPro na mięsień.

Podsumowując, parametr relaksacji i pełzania, podobnie jak parametr częstotliwości (f) i sztywności (S) wskazują, że mięsień prosty uda i dwugłowy ramienia charakteryzują się mniejszą sztywnością i napięciem niż piszczelowy przedni i ramienno-promieniowy, ponieważ mają większe wartości S i f, a mniejsze R (jak sugeruje GAVRONSKI i współaut. 2007). Z kolei, te dwa mięśnie charakteryzują się najmniejszą plastycznością, ale największą elastycznością. Większa sztywność i elastyczność określonego mięśnia predestynują go do szybkiego, nagłego rozwijania siły (posiadanie dużego gradientu narastania siły) i ekonomicznej pracy. Wykorzystują to sportowcy dyscyplin, w których ważna jest odległość rzutu, wysokość wyskoku czy szybka zmiana kierunku ruchu, kiedy naprzemiennie różne mięśnie muszą szybko reagować i rozwijać siłę jak najszybciej. Z drugiej strony, kiedy niezbędny jest duży zakres ruchu i mięsień powinien łatwo ulegać rozciągnięciu, musi charakteryzować się małą sztywnością. Jak można przypuszczać, gimnastyczki artystyczne czy baletmistrze powinni właśnie charakteryzować się niską sztywnością mięśni.

CZY RÓŻNIMY SIĘ POD WZGLĘDEM WŁAŚCIWOŚCI MIĘŚNI?

Orientacyjnie każdy z nas potrafi zauważyć różnice we właściwościach mięśni osoby bardzo wysportowanej i sedentarnej (nieaktywnej fizycznie), młodej i starszej lub zdrowej i schorowanej. Zatem, jak można przypuszczać, właściwości mięśni nie są takie same u nas wszystkich, mogą różnić się między kobietami i mężczyznami (CELICHOWSKI i DRZYMAŁA 2006) (patrz też DRZYMAŁA-CELICHOWSKA i CELICHOWSKI w tym zeszycie KOSMOSU), mogą ulegać zmianie pod wpływem treningu sportowego, wraz z wiekiem lub na skutek różnych chorób, szczególnie neurodegeneracyjnych, jak np. choroba Parkinsona (PD). Wynika to z adaptacji mięśni do zmienionych warunków. Z wiekiem następuje zmiana właściwości mięśni, która jest w głównej mierze następstwem zmian postępujących w układzie nerwowym i mięśniowym. Zmniejsza się wtedy częstotliwość pobudzenia jednostek motorycznych, spowalnia prędkość przewodzenia impulsów wzdłuż włókien nerwowych i błon komórkowych mięśni oraz następują zaburzenia w sprzężeniu elektro-mechanicznym. Dodatkowo, zmienia się skład włókien mięśniowych: wzrasta liczba włókien mięśniowych wolnych (S), których siła skurczu jest mniejsza, a czas narastania rozwijanej siły jest dłuższy niż włókien szybkich (FT). Z wiekiem następuje też stopniowo atrofia i zmniejszenie liczby włókien mięśniowych i jednostek motorycznych, a dochodzi do wzrostu liczby i całkowitej powierzchni włókien mięśniowych przypadających na jedną jednostkę ruchową, jako wynik procesów denerwacji i reinerwacji obocznej zachodzących podczas starzenia się (LEXEL i współaut. 1983, 1988; SJOSTROM i współaut. 1992; ŁOCHYŃSKI i współaut. 2008; TIELAND i współaut. 2018). U ludzi w wieku 75 lat i starszych masa mięśni spada w tempie 0,64-0,70% na rok u kobiet i 0,80-0,98% na rok u mężczyzn (TIELAND i współaut. 2018). Zmniejszeniu ulegają również same włókna mięśniowe, ale głównie typu FT (szybkie), które są 10-40% mniejsze u osób starszych niż u młodych. Natomiast włókna ST (wolne) wydają się nie zmieniać z wiekiem swoich rozmiarów (TIELAND i współaut. 2018). Dodatkowo zachodzą zmiany w strukturze mięśni, włączając w to zmiany we włóknach elastycznych mięśni oraz zwiększoną infiltrację włókien mięśniowych przez tkankę tłuszczową (TIELAND i współaut. 2018). Zatem zmianom w obrębie układu nerwowego i mięśniowego muszą towarzyszyć zmiany właściwości fizjologicznych i mechanicznych mięśni (patrz ŻOŁĄDŹ i współaut. w tym zeszycie KOSMOSU).

Z WIEKIEM WŁAŚCIWOŚCI MIĘŚNI ULEGAJĄ ZMIANIE

W naszych badaniach dotyczących czynności bioelektrycznej i mechanomiograficznej mięśni agonistycznych i antagonistycznych podczas maksymalnego izometrycznego skurczu mięśni prostowników stawu łokciowego u młodych i starszych kobiet stwierdziliśmy, że znormalizowana w stosunku do siły MVC (F) amplituda sygnału EMG (RMS-EMG/F) jest mniejsza u kobiet starszych niż u młodych zarówno w mięśniu trójgłowym ramienia (agonista), jak i dwugłowym ramienia i ramienno-promieniowym (mięśnie antagonistyczne). Natomiast znormalizowana wartość amplitudy sygnału MMG (RMS-MMG/F) jest mniejsza u starszych kobiet tylko w mięśniu agonistycznym (trójgłowym ramienia) (JASKÓLSKA i współaut. 2006). Ponadto, badania te wykazały, że zmiany EMG i MMG w mięśniu agonistycznym i mięśniach antagonistycznych wraz ze zmianą kąta w stawie łokciowym są podobne u starszych i młodych kobiet, jednakże kąt optymalny przesuwa się w kierunku większej wartości u starszych kobiet (JASKÓLSKA i współaut. 2006). Wyniki te dowodzą zmian następujących w pobudzeniu mięśni wraz z wiekiem, co skutkuje zmniejszoną zdolnością do rozwijania siły i wykonywania wysiłku fizyczne-

go (patrz CELICHOWSKI i KRUTKI w tym zeszycie KOSMOSU).

Zmianom pobudzenia mięśni, wraz z wiekiem towarzyszy spadek siły rozwijanej na jednostkę przekroju poprzecznego pojedynczego włókna i całego mięśnia oraz maksymalnej siły izometrycznej (MVC) (ADACH i współaut. 2001, JASKÓLSKA i współaut. 2006, THOMPSON i współaut. 2018, TIELAND i współaut. 2018). U osób starszych wartości maksymalnej siły są znacznie mniejsze niż u osób młodych, niezależnie od kąta w stawie, w którym dokonywany jest pomiar (JASKÓLSKA i współaut. 2006), z największymi różnicami między tymi grupami w kącie optymalnym zarówno dla prostowników, jak i zginaczy stawu kolanowego (THOMPSON i współaut. 2018). Natomiast wartość kąta optymalnego, w którym uzyskuje się największą wartość siły, nie zmienia się znacząco u starszych ludzi (THOMPSON i współaut. 2018), chociaż nasz zespół wykazał, że u starszych kobiet kąt optymalny dla prostowników stawu łokciowego był o 7° większy niż u młodych kobiet (90° u starszych i 83° u młodych). Z wiekiem następuje również stopniowo spowolnienie szybkości narastania i relaksacji siły, głównie maksymalnych gradientów (największego przyrostu lub spadku siły w czasie) i gradientów w zakresie pierwszych 50% MVC narastania siły i jej spadku (ADACH i współaut. 2001), co znajduje potwierdzenie w badaniach na izolowanych mięśniach (ŁOCHYŃSKI i współaut. 2010). Natomiast, ze względu na duży spadek z wiekiem siły maksymalnej (nawet o około 32% między 42. a 67. rokiem życia), czas jej uzyskania jest krótszy niż u młodszych osób (nawet o około 39%). Dlatego średni gradient narastania siły maksymalnej, czyli wartość MVC podzielona przez czas, w którym uzyskano MVC, może być paradoksalnie większy u osób starszych w porównaniu do młodszych, co wykazaliśmy w naszych badaniach (ADACH i współaut. 2001). Spadkowi szybkości narastania siły i relaksacji izometrycznej z wiekiem towarzyszy też spadek prędkości ruchów. Sami już doświadczyliśmy albo doświadczymy, jak z wiekiem nasze ruchy ulegają stopniowo spowolnieniu. Zauważmy, że nawet mistrzowie świata, np. w biegach sprinterskich, uzyskują najlepsze wyniki i biją rekordy w stosunkowo młodym wieku. Po kilku latach, nawet przy wyczerpującym, ciężkim treningu sportowym, nie są w stanie poprawić, a przynajmniej wyrównać własnych rekordów. Przychodzą młodsi następcy.

Z wiekiem zmieniają się także właściwości mechaniczne mięśni. U młodych zdrowych kobiet i mężczyzn sztywność mięśnia dwugłowego ramienia, określona w badaniach naszego zespołu (dane niepublikowane), była w zakresie średnio 200-220 N/m, ale większa u osób starszych - średnio zanotowaliśmy wartość około 290 N/m (MARUSIAK i współaut. 2011). W mięśniu trójgłowym ramienia u starszych osób sztywność była większa niż dwugłowego i wynosiła średnio około 320 N/m (MARUSIAK i współaut. 2011). Zatem, osoby starsze charakteryzuje większa sztywność mięśni (ze względu m.in. na wzrost tkanki łącznej w ich mięśniach), a wielkość różnic między osobami starszymi i młodymi zależy też od mięśnia.

W CHOROBACH NEURODEGENERACYJNYCH WŁAŚCIWOŚCI MIĘŚNI RÓWNIEŻ ULEGAJĄ ZMIANIE

Prowadzone są także badania dotyczące oceny właściwości mięśni u osób chorujących na chorobę Parkinsona (PD), ponieważ w chorobach neurodegeneracyjnych występuje szereg zmian adaptacyjnych. Zmiany strukturalne w mięśniach obejmują np. atrofię włókien mięśniowych, które są zastępowane przez tkankę łączną (DIETZ i współaut. 1981, GLENDINNING i ENOKA 1994, MARUSIAK i współaut. 2010, ROSSI i współaut. 1996), którym towarzyszą zmiany w zakresie wpływów impulsacji z mózgu (ANDREWS i współaut. 1972, ANGEL i LEWITT 1978, BERARDELLI i współaut. 1983, LEE 1989, BURNE i LIPPOLD 1996, MEARA i CODY 1992, NOTH i współaut. 1988). W naszych badaniach założyliśmy, że aktywność mięśni i ich siła powinny być mniejsze, a sztywność większa u pacjentów PD w porównaniu do osób zdrowych w podobnym wieku. Badając siłę maksymalną (MVC), aktywność bioelektryczną (RMS EMG) i mechanomiograficzną (RMS MMG) u pacjentów PD o niskim i średnim stopniu zaawansowania choroby stwierdziliśmy, że chorzy, po zażyciu leków antyparkinsonowskich (faza ON), w skurczu maksymalnym wykazywali nieco mniejszą niż osoby zdrowe czynność bioelektryczną (EMG RMS) i mechanomiograficzną oraz siłę maksymalną (chociaż różnice nie były istotne statystyczne ze względu na małą liczebność grup i badanie pacjentów w fazie ON) (MARUSIAK i współaut. 2009a).

Na podstawie badań miometrycznych wykazaliśmy, że pacjenci PD w fazie ON charakteryzują się większą niż osoby zdrowe w porównywalnym wieku sztywnością brzuśca mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia (Tabela 1) (MARUSIAK i współaut. 2011), a sztywność tych mięśni oraz ramienno-promieniowego wzrasta jeszcze u pacjentów PD po 24-godzinnym odstawieniu leków antyparkinsonowskich (faza OFF, w której

Tabela 1. Średnie wartości sztywności (S) trzech mięśni kończyny górnej u pacjentów PD po zażyciu leków (PD ON) oraz 24-godzinnym odstawieniu leków (PD OFF) oraz osób zdrowych w porównywalnym wieku.

Sztywność	Badane osoby	Dwugłowy ramienia brzusiec/ścięgno	Trójgłowy ramienia brzusiec/ścięgno	Ramienno-promieniowy brzusiec/ścięgno
S [N/m]	Osoby zdrowe	290/370	310/365	-
	Pacjenci PD ON	350/410	340/360	340
	Pacjenci PD OFF	380	380	400

wszystkie symptomy choroby się ujawniają) (MARUSIAK i współaut. 2011, 2012).

Dodatkowo w badaniach tych wykazaliśmy, że leki antyparkinsonowskie wpływają pozytywnie na sztywność mięśnia i zmniejszają zarówno sztywność parkinsonowską (czyli zmniejszają opór, jaki stawia pacjent PD podczas próby prostowania jego kończyny przez inną osobę, czyli podczas pasywnego ruchu w stawie), jak i związaną z nią sztywność spoczynkową mięśni, mierzoną miotonometrem w mięśniu dwugłowym i trójgłowym ramienia oraz ramienno-promieniowym (MARUSIAK i współaut. 2012). Podsumowując, MARUSIAK i współaut. (2010, 2011, 2012) wykazali większą sztywność brzuśca badanych mięśni u pacjentów PD niż w grupie osób zdrowych w porównywalnym wieku.

Opierając się na badaniach NARICI i MAGANARIS (2006, 2007), sugerujących, że mięsień i ścięgno ulegają wzajemnemu dostosowaniu, wykonaliśmy również badania sztywności brzuśca oraz ścięgna mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia u pacjentów PD w fazie ON i osób zdrowych w podobnym wieku. Założyliśmy, że sztywność ścięgien, podobnie jak brzuśców mięśni, będzie większa u pacjentów PD. Otrzymane wyniki generalnie potwierdziły postawioną hipotezę, jednak różnice między grupami w sztywności brzuśca mięśnia trójgłowego ramienia były mniejsze niż różnnice między grupami zanotowane w ścięgnie. Wskazuje to na zachodzenie strukturalnych zmian adaptacyjnych u PD w brzuścu mięśnia trójgłowego ramienia, ale w mniejszym stopniu niż w ścięgnie tego mięśnia (MARUSIAK i współaut. 2011). Podobnie jak u pacjentów PD, u sportowców także musi być zachowana równowaga między sztywnością brzuśca mięśnia i jego ścięgna, oraz siłą rozwijaną przez mięsień a możliwością jej przenoszenia przez ścięgno. Zerwanie ścięgna czy naderwanie mięśnia, które zdarzają się sportowcom, są wynikiem dysproporcji między właściwościami ścięgna i mięśnia.

PODSUMOWANIE

Zróżnicowanie mięśni szkieletowych: ich funkcji i struktury, składu włókien mięśniowych i zawartości elementów sprężystych, znajduje odzwierciedlenie w różnych właściwościach fizjologicznych i mechanicznych poszczególnych mięśni, umożliwiających ich prawidłowe funkcjonowanie. Ma to duże znaczenie dla codziennej aktywności ruchowej i treningu sportowego. Właściwości te zmieniają się z wiekiem i w chorobach neurodegeneracyjnych, a zakres zmian może być różny w różnych mięśniach. Pamiętać jednak należy, że ćwiczenia fizyczne i trening pozytywnie wpływają na właściwości mięśni, niezależnie od wieku i stanu organizmu.

Streszczenie

Nasze zdolności do wykonywania ruchów i wysiłków fizycznych uwarunkowane są prawidłowym funkcjonowaniem mięśni szkieletowych, zależnym od właściwości mięśni. Dlatego celem artykułu była charakterystyka właściwości mięśni szkieletowych, począwszy od pobudzenia mięśnia, jego zdolności kurczenia się i rozwijania siły, po właściwości mechaniczne tkanki mięśniowej. W artykule omawiamy kolejno właściwości fizjologiczne, w tym pobudzenie mięśnia i zdolności do rozwijania siły oraz czynniki je warunkujące, a także właściwości mechaniczne tkanki mięśnia. Przedstawiamy także wyniki badań własnych w tym zakresie. Opisujemy właściwości badanych przez nas mięśni, odnosząc różnice między nimi do pełnionej funkcji. Omawiamy także zmiany właściwości mięśni u osób w różnym wieku oraz chorujących na chorobę Parkinsona, zmniejszające ich zdolność do rozwijania siły i wykonywania wysiłku fizycznego.

LITERATURA

ADACH Z., JASKÓLSKA A., BRZENCZEK W., KISIEL K., JASKÓLSKI A., 2001. *Wpływ wieku na szybkość narastania siły i relaksacji zginaczy stawu łokciowego.* Wych. Fiz. Sport 45, 79-91.

AGYAPONG-BADU S., WARNER M., SAMUEL D., STOKES M., 2016. *Measurement of ageing effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device.* Arch. Gerontol. Geriatr. 62, 59-67.

ALCAZAR J., CSAPO R., ARA I., ALEGRE L. M., 2019. *On the shape of the force-velocity ralationship in skeletal muscles: the linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic.* Front. Physiol. 10, doi: 10.3389/fphys.2019.00769.

ALLEN D. G., LEE J. A., WESTERBLAD H., 1989. *Intracellular calcium and tension during fatigue in isolated single muscle fibers Xenopus laevis.* J. Physiol. 415, 433-458.

ANDO R., SUZUKI Y., 2019. *Positive relationship between passive muscle stiffness and rapid force production.* Human Mov. Sci. 66, 285-291.

ANDREWS C. J., BURKE D., LANCE J. W., 1972. *The response to muscle stretch and shortening in parkinsonian rigidity.* Brain 95, 795-812.

ANGEL R. W., LEWITT P. A., 1978. *Unloading and shortening reactions in Parkinson's disease.* J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 41, 919-923.

ASHLEY C. C., LEA T. J., MULLIGAN I. P., PALMER R. E., SIMNETT S. J., 1993. *Activation and relaxation mechanisms in single muscle fibers.* [W:] *Mechanism of filament sliding in muscle contraction.* SUGI H., POLLOCK G. H. (red.). Plenum Press, New York., 97-115.

BERARDELLI A., SABRA A. F., HALLETT M., 1983. *Physiological mechanisms of rigidity in Parkinson's disease.* J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 46, 45-53.

BOBBERT M. F., 2012. *Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic?* J. Appl. Physiol. 112, 1975-1983.

BURKE R. E., 1981. *Motor units recruitment: what are critical factors?* [W:] *Motor units types, recruitment and plasticity in health and disease.* DESMEDT J. E. (red.). S. Karger, Basel, Switzerland, 61-84.

BURNE J. A., LIPPOLD O. C., 1996. *Loss of tendon organ inhibition in Parkinson's disease.* Brain 119, 1115-1121.

CUI L., PERREAULT E. J., SANDERCOOCK T. G., 2007. *Motor unit composition has little effect on the short-range stiffness of feline medial gastrocnemius muscle.* J. Appl. Physiol. 103, 796-802.

CELICHOWSKI J., DRZYMAŁA H., 2006. *Differences between properties of male and female motor units in the rat medial gastrocnemius muscle.* J. Physiol. Pharmacol. 57, 83-93.

DIETZ V., QUINTERN J., BERGER W., 1981. *Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia.* Brain 104, 431-449.

DUCHATEAU J., HAINAUT K., 1990. *Effects of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units.* J. Physiol. 422, 55-65.

EDGERTON V. R., APOR P., ROY R. R., 1990. *Specyfic tension of human elbow flexor muscles.* Acta Physiol. Hung. 75, 205-216.

EDMAN K., 1966. *The relations between sarcomere length and active tension in isolated semitendinosus fibers of the frog.* J. Physiol. 183, 407-417.

EDMAN K. A., 1988. *Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibers.* J. Physiol. 404, 301-321.

ENOKA R. M., 1988. *Muscle strength and its development. New Perspect.* Sport Med. 6, 146-168.

ENOKA R. M., 1994. *Neuromechanical basis of kinesiology.* Wyd. 2. Human Kinetics. Champaign.

FARINA D., MERLETTI R., 2004. *Biophysics of the generation of EMG signal.* [W:] *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications.* MERLETTI R., PARKER P. A. (red.) IEEE Press Series in Biomedical Engineering. Wiley-Interscience, A John Wiley & Sons INC., 81-105.

FEINSTEIN B., LINDEGÄRD B., NYMAN E., WOHLFART G., 1955. *Morphologic studieas of motor units in normal human muscles.* Acta Anatom. 23, 127-142.

FIDELUS K., DUKACZEWSKA D., JASKÓLSKA A., 1978. *Parametry geometryczne aktonów mięśniowych kończyn dolnych człowieka.* Mechanika, Technika Ortopedyczna i Rehabilitacyjna, Probl. Techn. Med. 9, 191-200.

FRÄHLICH-ZWAHLEN A. K., CASARTELLI N. C., ITEM-GLATTHORN J. F., MAFFIULETT N. A., 2014. *Validity of resting myometric assessment of lower extrimity muscles in chronic stroke patients with limited hypertonia: A preliminary study.* J. Electromyogr. Kinesiol. 24, 762-769.

FREUND H. J., BÜDINGEN H. J., DIETZ V., 1975. *Activity of the single motor unit from human forearm muscle during voluntary isometric contraction.* J. Neurophysiol. 38, 933-946.

FREDERICH J. A., BRAND R. A., 1990. *Muscle fiber architecture in the human lower limb.* J. Biomech. 23, 91-95.

GAVRONSKI G., VERAKSITS A., VASAR E., MAAROOS J., 2007. *Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes.* Physiol. Measur. 28, 625-637.

GILLIS J. M., 1985. *Relaxation of vertebrate skeletal muscle. A synthesis of the biochemical and physiological approaches.* Biochim. Biophys. Acta. 811, 97-145.

GLENDINNING D. S., ENOKA R. M., 1994. *Motor unit behavior in Parkinson's disease.* Phys. Ther. 74, 61-70.

GORDON A. M., HUXLEY A. F., JULIAN F. J., 1966. *The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres.* J. Physiol. 184, 170-192.

HERBERT R. D., GANDEVIA S. C., 1995. *Changes in pinnation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle.* J. Physiol. 15, 523-532.

HILL A. V., 1922. *The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed.* J. Physiol. 56, 19-41.

HILL A. V., 1938. *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.* Proc. R. Soc. Lond. Ser. B 126, 612-745.

HUXLEY A. F., SIMMONS R. M., 1970. *Rapid 'give' and tension 'shoulder' in the relaxation of frog muscles.* Cold Spring Harbor Symposia 210, 32P-33P.

HUXLEY A. F., SIMONS R. M., 1972. *Mechanical transients and the origin of muscular force.* Sym. Quant. Biol. 37, 669-680.

JAROCKA E., MARUSIAK J., KUMOREK M., JASKÓLSKA A, JASKÓLSKI A., 2012. *Muscle stiffness at a different force levels measured with two myotonometric devices.* Physiol. Measur. 33, 65-78.

JASKÓLSKA A., KISIEL K., ADACH Z., JASKÓLSKI A., 1999a. *Szybkość narastania siły a kąt opty-*

malny w stawie łokciowym. Wych. Fiz. Sport 3, 77-93.

JASKÓLSKA A., KISIEL K., ADACH Z., JASKÓLSKI A. 1999b. *Szybkość relaksacji a kąt optymalny w stawie łokciowym*. Wych. Fiz. Sport 3, 95-110.

JASKÓLSKA A., VEENSTRA B., GOOSSENS P., JASKÓLSKI A., SKINNER J., 1999c. *Treadmill measurement of the force-velocity relationship and power output in subjects with different maximal running velocities*. Sports Med. Training Rehab. 8, 347-358.

JASKÓLSKA A., VEENSTRA B., GOOSSENS P., JASKÓLSKI A., SKINNER J., 1999d. *Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output*. Int. J. Sports Med. 20, 192-197.

JASKÓLSKA A., KISIEL K., BRZENCZEK W., JASKÓLSKI A., 2003. *EMG and MMG of synergists and antagonist during relaxation at three joint angles*. Eur. J. Appl. Physiol. 90, 58-68.

JASKÓLSKA A., KISIEL K., ADACH Z., JASKÓLSKI A., 2005. *The influence of elbow joint angle on different phases of relaxation from maximal voluntary contraction*. Biol. Sport 22, 89-104.

JASKÓLSKA A., KISIEL-SAJEWICZ K., BRZENCZEK-OWCZARZAK W., YUE G. H., JASKÓLSKI A., 2006. *EMG and MMG of agonist and antagonist muscles as a function of age and joint angle*. J. Elekromyogr. Kinesiol. 16, 89-102.

JASKÓLSKA A., MADELEINE P., JASKÓLSKI A., KISIEL-SAJEWICZ K., ARENDT-NIELSEN L., 2007. *A comparison between mechanomyographic condenser microphone and accelerometer measurements during submaximal isometric, concentric and eccentric contractions*. J. Electromyogr. Kinesiol. 17, 336-347.

JASKÓLSKI A., VEENSTRA B., GOOSSENS P., JASKÓLSKA A., SKINNER J., 1996. *Optimal resistance for maximal power during treadmill running*. Sports Med. Training Rehab. 7, 17-30.

JASKÓLSKI A., KISIEL K., ADACH Z., JASKÓLSKA A. 2000. *The influence of elbow joint angle on different phases of force development during maximal voluntary contraction*. Can. J. Appl. Physiol. 25, 453-465.

JASKÓLSKI A., ANDRZEJEWSKA R., MARUSIAK J., KISIEL-SAJEWICZ K., JASKÓLSKA A., 2007. *Similar response of agonist and antagonist muscles after eccentric exercise revealed by electromyography and mechanomyography*. J. Electromyogr. Kinesiol. 17, 568-577.

JOHNSON M. A., POLGAR J., WEIGHTMAN D., APPLETON D., 1973a. *Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study*. J. Neurol. Sci. 18, 111-129.

JOHNSON M. A., SIDERI G., WEIGHTMAN D., APPLETON D. A, 1973b. *Compatison of fibre size, fibre type constitution and spatial fibre type distribution in normal human muscle and in muscle from cases of spatial muscular atrophy and from other neuromuscular disorders*. J. Neurol. Sci. 20, 345-361.

JONES D. A., BIGLAND-RITCHIE B., 1986. *Electrical and contractile changes in muscle fatigue*. [W:] *Biochemistry of exerciese VI*. SALTIN B. (red.). Human Kinetics, Champaign, 377-392.

JUNG H. H., DANEK A., FREY B. M., 2007. *McLeod syndrome: a neurohaematological disorder*. Vox Sang 93, 112-121.

KONG P. W., CHUA Y. H., KAWABATA M., BURNS S. F., CONGCONG C. A., 2018. *Effect of post-exercise massage on passive muscle stiffness measured using myotonometry. A double-blind study*. J. Sports Sci. Med. 17, 599-606.

KOVANEN V., SUOMINEN H., HEIKKINEN E., 1984. *Collagen of slow twitch and fast twitch muscle fibers in different types of rat skeletal muscle*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 52, 235-242.

KUKULKA C. G., CLAMANN H. F., 1981. *Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachialis biceps and adductor pollicis during ismoetric contractions*. Brain Res. 219, 45-55.

KULIG K., ANDREWS J. G., HAY J. G., 1984. *Human strength curve*. [W:] *Exercise and sport sciences reviews*. TERJUNG R. L. (red.). The Collamore Press, Massachusetts, Toronto 424, 429-435.

LEE R. G., 1989. *Pathophysiology of rigidity and akinesia in Parkinson's disease*. Eur. Neurol. 29, 13-18.

LEXEL J., HENDRIKSSON-LARSEN K., WINBLAD B., SJOSTROM M., 1983. *Distribution of different fibre types in human skeletal muscle: effect of aging studied in whole muscle cress section*. Muscle Nerve 6, 588-595.

LEXELL J., TAYLOR C. C., SJOSTROM M., 1988. *What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-oldmen*. J. Neurol. Sci. 84, 275-294.

LIEBER R. L. 2002. *Skeletal muscle structure, function, plasticity*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadephia, 45-99.

ŁOCHYŃSKI D., KRUTKI P., CELICHOWSKI J., 2008. *Effect of ageing on the regulation of motor unit force in rat medial gastrocnemius muscle*. Exp. Gerontol. 43, 218-228.

ŁOCHYŃSKI D., KACZMAREK D., KRUTKI P., CELICHOWSKI J., 2010. *Effect of ageing on the force development in tetanic contractions of motor units in rat medial gastrocnemius muscle*. Mech. Ageing Dev. 131, 545-553.

MARUSIAK J., JASKÓLSKA A., JAROCKA E., NAJWER W., KISIEL-SAJEWICZ K., JASKÓLSKI A., 2009a. *Electromyography and mechanomyography of elbow agonists and antagonists in Parkinson disease*. Muscle Nerve 40, 240-248.

MARUSIAK J., JASKÓLSKA A., KISIEL-SAJEWICZ K., YUE G.H., JASKÓLSKI A., 2009b. *EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding*. J. Electromyogr. Kinesiol. 19, 903-914.

MARUSIAK J., KISIEL-SAJEWICZ K., JASKÓLSKA A., JASKÓLSKI A., 2010. *Higher muscle passive stiffness in Parkinson's disease patients than in controls measured by myotonometry*. Arch. Phys. Med Rehabil. 91, 800-802.

MARUSIAK J., JASKÓLSKA A., BUDREWICZ S., KOSZEWICZ M., JASKÓLSKI A., 2011. *Increased muscle belly and tendon stiffness in patients with Parkinson's disease, as measured by myotonometry*. Mov. Disord. 26, 2119-2122.

MARUSIAK J., JASKÓLSKA A., KOSZEWICZ M., BUDREWICZ S., JASKÓLSKI A., 2012. *Myometry revealed medication-induced decrease in resting skeletal muscle stiffness in Parkinson's disease patients*. Clin. Biomech. 27, 632-635.

MC COMAS A. J., 1996. *Skeletal muscle form and function*. Human Kinetics, Champaign, 185-213.

MEARA R. J., CODY F. W., 1992. *Relationship between electromyographic activity and clinically assessed rigidity studied at the wrist joint in Parkinson's disease*. Brain 115, 1167-1180.

MERO A., LUHTANEN P., VIITASALO J. T., KOMI P. V., 1981. *Relationship between the maximal*

*running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters***.** Scand. J. Sport Sci. 3, 16-22.

MILNER-BROWN H., STEIN R. B., 1973. *Changes in firing rate of motor units during linearly changing voluntary contractions*. J. Physiol. 230, 371-390.

MYOTONPRO, 2013. https://www.hanze.nl/assets/haal/Documents/Public/handleiding%20MyotonPRO%20User%20Manual%20%283%29.pdf.

NARICI M. V., MAGANARIS C. N., 2006. *Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading*. J. Anat. 208, 433-443.

NARICI M. V., MAGANARIS C. N., 2007. *Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging*. Exerc. Sport. Sci. Rev. 35, 126-134.

NOTH J., SCHÜRMANN M., PODOLL K., SCHWARZ M., 1988. *Reconsideration of the concept of enhanced static fusimotor drive in rigidity in patients with Parkinson's disease.* Neurosci. Lett. 84, 239-243.

OISHI K., NIGORIKAWA T., 1988. *Time to peak force and force developing speed during fast maximal and submaximal contractions*. Ann. Physiol. Anthrop. 7, 5-14.

ORIZIO C., 2004. *Surface mechanomyogram*. [W:] *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications.* MERLETTI R., PARKER P. (red.). Wiley-Interscience, A John Wiley & Sons Inc., New Jersey, 305-318.

RÄTSEP T., ASSER T., 2011. *Changes in viscoelastic properties of skeletal muscles induced by subthalamic stimulation in patients with Parkinson's disease*. Clin. Biomech. 26, 213-217.

ROSSI B., SICILIANO G., CARBONCINI M. C, MANCA M. L., MASSETANI R., VIACAVA P., MURATORIO A., 1996. *Muscle modifications in Parkinson's disease: myoelectric manifestations*. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 101, 211-218.

SJOSTROM M., LEXELL J., DOWNHAM D. Y., 1992. *Differences in fiber number and fiber type pro-portion within fascicles. A quantitative morphological study of whole vastus lateralis muscle from childhood to old age*. Anat. Rec. 234, 183-189.

SZCZĘSNA D., GUZMAN G., MILLER T., ZHAO J., FAROKHI K., ELLEMBERGER H., POTTER J. D., 1996. *The role of the four Ca^{2+} binding sites of troponin C in the regulation of skeletal muscle contraction.* J. Biol. Chem. 271, 8381-8386.

THOMPSON B. J., WHITSON M., SOBOLEWSKI E., STOCK M. S., 2018. *The influence of age, joint angle, and muscle group on strength production characteristics at the knee joint*. J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci. 73, 603-607.

TIELAND M., TROUWBORST I., CLARK B. C., 2018. *Skeletal muscle performance and ageing*. J. Cachexia Sarcopenia Muscle 9, 3-19.

WAHR P. A., 1994. *Determinants of the kinetics of force development and relaxation in skeletal muscle.* Praca doktroska. The Ohio State University.

WALMSLEY B., PROSKE U., 1981. *Comparison of stiffness of soleus and medial gastrocnemius muscles in cats.* J. Neurophysiol. 46, 250-259.

WICKIEWICZ T. L., ROY R. R., POWELL P. I., EDFGERTON V. R., 1983. *Muscle architecture of the human lower limb*. Clin. Otthoped. Related Res. 179, 275-283.

ZALEWSKI J., ZALEWSKA K., CYLKA D., JASKÓLSKI A., JASKÓLSKA A., KOWALCZYKOWSKI A., KRAWCZAK J., 1994. *Zależność między siłą a prędkością ruchu podczas pracy kończynami górnymi lub dolnymi.* Wych. Fiz. Sport 1, 43-51.

KOSMOS Vol. 69, 4, 739–756, 2020

ANNA JASKÓLSKA, ARTUR JASKÓLSKI

Department of Kinesiology, Faculty of Physiotherapy, University School of Physical Education, 35 Paderewskiego Str., 51-612 Wrocław, E-mail: anna.jaskolska@awf.wroc.pl, artur.jaskolski@awf.wroc.pl

PHYSIOLOGICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF SKELETAL MUSCLES - ARE THEY THE SAME IN DIFFERENT MUSCLES AND IN ALL PEOPLE?

Summary

Our ability to move and exercise is conditioned by the proper functioning of skeletal muscles, depending on the properties of the muscles. Therefore, the purpose of the present article was to characterize the properties of skeletal muscles, ranging from muscle stimulation, its ability to contract and develop strength, to the mechanical properties of muscle tissue. Consecutively we describe their general physiological properties such as muscle electrical activities and capabilities to develop force, and factors affecting them, as well as muscle tension, mechanical and viscoelastic properties. We also present the results of our own research in this area. Based on them we describe the properties of the muscles we studied, relating the differences between them to the function performed. In last two parts of the present article we discuss changes in muscle properties in people of all ages and people with Parkinson's disease, reducing their ability to develop strength and exercise.

Key words: EMG, force-time relationship, force-velocity relationship, MMG, torque-joint angle relationship

Anna Jaskólska ukończyła studia na Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie. W dziedzinie nauk o kulturze fizycznej uzyskała stopień doktora w AWF Warszawa, doktora habilitowanego w AWF w Krakowie, a tytuł profesora w AWF we Wrocławiu. W latach 1992-1997 uczestniczyła w programie badawczym zatytułowanym HERITAGE w USA, najpierw jako Senior Researcher w uniwersytecie w Arizonie, a następnie w latach 1996-97 jako Visiting Professor na uniwersytecie w Indianie. W maju 2003 r. była zaproszona na wykłady do Alborg University (Dania), gdzie uczestniczyła we wspólnych badaniach dotyczących zastosowania EMG i mechanomiografii do oceny czynności mięśni szkieletowych. Kierowała 5 grantami badawczymi dotyczącymi przede wszystkim właściwości fizjologicznych i mechanicznych mięśni szkieletowych u ludzi.

Artur Jaskólski ukończył studia w WSWF w Katowicach. W dziedzinie nauk o kulturze fizycznej również uzyskał stopień doktora w AWF Poznań, stopień doktora habilitowanego w AWF Kraków, a tytuł profesora otrzymał pracując w AWF Wrocław. W latach 1992-1997 uczestniczył w programie badawczym zatytułowanym HERITAGE w USA, najpierw jako Senior Researcher w Uniwersytecie w Arizonie, a następnie w latach 1996-1997 jako Visiting Professor na uniwersytecie w Indianie. W maju 2003 r. był zaproszony na wykłady do Alborg University (Dania), gdzie uczestniczył we wspólnych badaniach dotyczących zastosowania EMG i mechanomiografii do oceny czynności mięśni szkieletowych. Kierował dwoma grantami promotorskimi.