

Dobrochna FRYC¹, Karol BIBROWICZ²

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

²Centrum Naukowo Badawcze Postawy Ciała, Wyższa Szkoła Edukacji i Terapii im. prof. Kazimierzy Milanowskiej, Poznań

TENSOMIOGRAFICZNA CHARAKTERYSTYKA WYBRANYCH MIĘŚNI STABILIZUJĄCYCH MIEDNICĘ W KORELACJI Z KĄTEM POCHYLENIA MIEDNICY U MŁODYCH ZDROWYCH KOBIET

Streszczenie: Przdopochylenie miednicy jest powszechnie korelowane w posturologii z osłabieniem i przykurczem wybranych grup mięśniowych. Badanie miało na celu wstępną analizę morfo-funkcjonalną kluczowych mięśni w korelacji z kątem pochylenia miednicy. 30 zdrowych kobiet przebadano przy pomocy tensomiografii oraz duometru. Badanie wykazało istotną korelację kąta pochylenia miednicy z parametrami TMG jedynie w przypadku wybranych parametrów czasowych mięśnia prostownika grzbietu lewego. Zagadnienie wymaga dalszych badań, zwłaszcza z udziałem osób ze zdiagnozowanymi wadami postawy.

Słowa kluczowe: tensomiografia, miednica

1. WSTĘP

1.1. Pochylenie miednicy

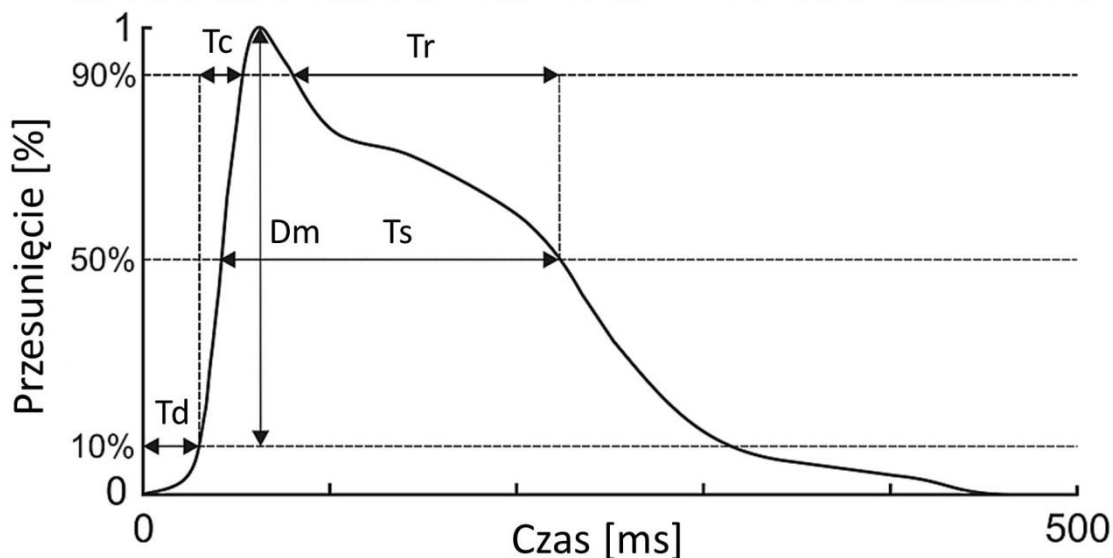
Przdopochylenie miednicy jest w pewnym zakresie naturalnym zjawiskiem, które może ulec patologizacji. Fizjologiczne pochylenie miednicy wynosi średnio około 14° (0-23°) [1] i jest związane ściśle z przebiegiem krzywizn kręgosłupa [2] odpowiedzialnych między innymi za amortyzację obciążeń osiowych. Wśród zaburzeń można wyróżnić pochylenie nadmierne lub asymetryczne. Każde z nich współlistnieje często z odpowiednią kategorią wad postawy. Nadmierne przdopochylenie obserwowane jest zwykle w wypadku hiperlordozy lędźwiowej, natomiast znaczna asymetria towarzyszy skoliozom [3]. Problematyka genezy i przebiegu wad postawy jest jednym z głównych nurtów w fizjoterapii. Pomimo rozlicznych badań, nadal świat nauki nie jest w stanie jednoznacznie określić mechanizmów, które stoją za tym zjawiskiem. Wraz z rozwojem technologii zyskujemy coraz to nowsze narzędzia poznawcze, które pozwalają sukcesywnie rozszerzać wiedzę w tym zakresie.

1.2. Tensomiografia

Tensomiografia jest metodą znaną od blisko dwóch dekad i stosowaną z powodzeniem w dziedzinie sportu. Jako forma badania morfofizjologii mięśniowej, metoda ta odznacza się

stosunkowo szerokim spektrum otrzymywanych informacji o formie bardziej przystępnej niż popularna od lat 40 ubiegłego stulecia elektromiografia. W przeciwieństwie do EMG nie daje ona jednak informacji na temat aktywności poszczególnych mięśni w badanej czynności, co czyni ją metodą komplementarną względem dotychczasowych technik.

Zasada jej działania opiera się na wykorzystaniu własności elektrycznej pobudliwości tkanki mięśniowej, zwłaszcza w zakresie responsywności na bodźcowanie zewnętrzne. Aparatura do tensomiografii składa się zasadniczo z czterech elementów. Są to odpowiednio: jednostka generująca impuls, elektrody, czujnik mechaniczny i jednostka sterująca z oprogramowaniem do zapisu i analizy danych. Elektrody powierzchniowe umieszczone są naskórnice na brzuscu badanego mięśnia, zgodnie z kierunkiem włókien mięśniowych, możliwie blisko środka jego długości, w rozstawie około pięciu centymetrów. Pomiedzy elektrodami umieszcza się głowicę czujnika mechanicznego, który zamocowany jest na statywie umożliwiającym precyzyjną manipulację położeniem czujnika oraz jego stabilizację podczas pomiaru. Czujnik mierzy zmianę grubości brzusca pod wpływem stymulacji impulsem elektrycznym. Dane z pomiaru tworzą charakterystyczny wykres przesunięcia w czasie. Uzyskiwane wielkości scharakteryzowane są na rysunku (Rys. 1.), gdzie dla zobrazowania własności poszczególnych zmiennych czasowych wyrażono przemieszczenie (mierzone w milimetrach) za pomocą skali procentowej.



**Rys. 1. Wykres charakteryzujący zmienne uzyskiwane podczas badania tensomiograficznego:
Dm-maksymalne przesunięcie, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu,
Ts-czas podtrzymania, Tr-czas relaksacji**

Wszystkie zmienne czasowe obliczane są względem maksymalnego przesunięcia (D_m). Czas opóźnienia (T_d) jest okresem od początku skurczu do osiągnięcia 10% maksymalnego przesunięcia. Następnie od 10% do osiągnięcia 90% D_m trwa okres nazwany czasem skurczu (T_c). Czas podtrzymania (T_s) jest ograniczony przez dwa punkty w których przesunięcie przecina linię o wartości połowy maksymalnego przesunięcia. Czas relaksacji to okres po osiągnięciu maksymalnego przesunięcia pomiędzy 90% a 50% jego wartości.

W licznych badaniach dowiedziono skuteczności TMG w diagnostyce zmęczenia mięśniowego jak również w prewencji urazów [4][5]. Przy jej użyciu wykazano również szereg charakterystycznych wzorców mięśniowych wśród sportowców zawodowych, które

wskazują na różnice lateralne, jak również na różnice międzyosobnicze uzależnione od trenowanej dyscypliny lub zajmowanej pozycji w sportach drużynowych [6][7]. Różnice te są obserwowane w obrębie morfologii i funkcji jednostek które wiążą się z różnicami w składzie włókien mięśniowych [8].

2. CEL

Celem badania była wstępna charakterystyka morfo-funkcjonalna wybranych mięśni stabilizujących miednicę w korelacji z kątem pochylenia miednicy. Badanie miało charakter pilotażowy w kontekście przygotowania do szerszych badań pod kątem zależności pomiędzy wartościami tensomiograficznymi a pomiarami kątowymi w zakresie posturologii.

3. MATERIAŁ i METODY

3.1. Materiał

W badaniu wzięło udział 30 kobiet w wieku $22,7 \pm 2,8$ lat (19-29 lat), $166,2 \pm 5,6$ cm (156-182 cm) wysokości ciała, o masie $58,4 \pm 4,9$ kg (48-67 kg). Żadna z badanych kobiet nie trenowała sportu zawodowo a deklarowany poziom aktywności fizycznej uczestniczek określony został na poziomie niskim i umiarkowanym. Dwie osoby były w przeszłości leczone fizjoterapeutycznie ze względu na zdiagnozowaną skoliozę. Żadna z badanych kobiet nie wykazała istotnych zaburzeń w badaniu posturologicznym. Pomiarów tensomiograficznych dokonywano bilateralnie na trzech mięśniach: prostowniku grzbietu (ES), prostym brzucha (RA) oraz pośladkowym wielkim (GM). Jako wskaźnika pochylenia miednicy użyto kąta pomiędzy linią wyznaczoną pomiędzy kolcem biodrowym przednim górnym a kolcem biodrowym tylnym górnym a linią poziomą, odpowiednio po stronie prawej oraz lewej (PTP, PTL).

3.2. Metody

Badanie przeprowadzono z zastosowaniem metody tensomiografii przy użyciu urządzenia *TMGTM science for body evolution*. Pomiary wykonywane były w pozycji leżącej z podparciem pod głową oraz kolanami, przy leżeniu na plecach, oraz pod dystalną częścią piszczeli przy leżeniu na brzuchu. Przy badaniu mięśni brzucha, badany leżał na plecach a przy badaniu pozostałych mięśni, na brzuchu. Jako podparcia użyto poduszki (głowa) oraz wałka rehabilitacyjnego (kolana, piszczele). Skóra w miejscu przyklejenia elektrod przecierana była wcześniej środkiem dezynfekującym na bazie alkoholu w celu zminimalizowania rezystencji skóry. Do pomiarów kątowych użyto duometru. Ramiona urządzenia umieszczono na prawym kolcu biodrowym przednim górnym i prawym kolcu biodrowym tylnym górnym i odczytano wartość kątową (PTP). W ten sam sposób wykonano pomiar dla strony lewej (PTL) [9]. Sumarycznie badanie trwało około piętnastu minut i obejmowało zarówno wszystkie kolejne pomiary tensomiograficzne, jak również część posturologiczną. Spośród danych tensomiograficznych wybrano dwa parametry czasowe: czas opóźnienia (Td) i czas skurczu (Tc), wyrażone w milisekundach oraz parametr maksymalnego przesunięcia (Dm), wyrażony w milimetrach. Dodatkowo stworzono sumaryczny parametr czasowy (Tdc), powstały w wyniku dodania obu parametrów czasowych. Kąty mierzone były w stopniach. Ze względu na małą licznosc grupy i brak rozkładu normalnego w obrębie

korelowanych zmiennych, przy analizie użyto testu nieparametrycznego korelacji rang Spearmana. Analiza danych prowadzona była w środowisku RStudio.

4. WYNIKI

Tabela 1. Charakterystyka materiału; statystyki opisowe; PTP-pochylenie miednicy po stronie prawej, PTL-pochylenie miednicy po stronie lewej, ES p/l-mięsień prostownik grzbietu prawy/lewy, RA p/l-mięsień prosty brzucha prawy/lewy, GM p/l-mięsień pośladowki wielki prawy/lewy, Tdc-sumaryczny czas skurczu, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu, Dm-maksymalne przesunięcie

zmienna		\bar{X}	MIN	MAX	SD
pochylenie miednicy					
PTP [°]		17,53	11,00	26,00	3,09
PTL [°]		17,43	11,00	26,00	3,08
tensomiografia					
ES p	Tdc [ms]	48,53	35,58	77,69	9,95
	Td [ms]	24,68	18,68	37,88	4,22
	Tc [ms]	23,85	10,52	46,39	8,16
	Dm [mm]	3,52	0,09	6,86	1,44
ES l	Tdc [ms]	48,41	32,00	71,34	11,03
	Td [ms]	25,37	14,77	40,89	5,74
	Tc [ms]	23,04	14,26	45,68	7,22
	Dm [mm]	3,43	0,53	6,74	1,40
RA p	Tdc [ms]	69,89	48,46	101,19	15,34
	Td [ms]	32,21	23,03	47,31	7,38
	Tc [ms]	37,68	22,73	64,27	12,09
	Dm [mm]	4,75	1,48	9,32	1,95
RA l	Tdc [ms]	69,14	47,13	94,24	13,07
	Td [ms]	31,88	22,41	55,43	8,01
	Tc [ms]	37,26	23,28	59,41	9,83
	Dm [mm]	4,58	1,42	9,38	1,85
GM p	Tdc [ms]	96,80	64,11	207,94	24,39
	Td [ms]	54,51	39,57	168,69	24,56
	Tc [ms]	42,30	23,80	61,19	7,22
	Dm [mm]	6,88	0,71	12,13	2,80
GM l	Tdc [ms]	86,22	51,31	146,24	16,44
	Td [ms]	48,64	33,70	126,27	16,47
	Tc [ms]	37,58	17,61	49,36	7,56
	Dm [mm]	5,44	0,42	10,37	2,35

Zebrany materiał został scharakteryzowany w tabeli (Tabela 1.). Z przeprowadzonej charakterystyki wynika, że pochylenie miednicy u badanych kobiet, zarówno po prawej jak i po lewej stronie, przyjmuje wartości 11-26°. Wśród parametrów tensomiograficznych widać jasną tendencję, w której wszystkie średnie parametry grupy przyjmują wartości najniższe dla

mięśni prostowników grzbietu, średnie dla mięśnia prostego brzucha a najwyższe dla mięśni pośladkowych wielkich.

Tabela 2. Zależność pomiędzy pochyleniem miednicy a parametrami TMG; korelacje rang Spearmana rho-współczynnik korelacji, p-poziom istotności, PTP-pochylenie miednicy po stronie prawej, PTL-pochylenie miednicy po stronie lewej, ES p/l-mięsień prostownik grzbietu prawy/lewy, RA p/l-mięsień prosty brzucha prawy/lewy, GM p/l-mięsień pośladkowy wielki prawy/lewy, Tdc-sumaryczny czas skurczu, Td-czas opóźnienia, Tc-czas skurczu, Dm-maksymalne przesunięcie

pochylenie miednicy	mięsień	zmienna	rho	p
PTP	ES p	Tdc	0,23	ns
		Td	0,04	ns
		Tc	0,29	ns
		Dm	-0,20	ns
	RA p	Tdc	0,26	ns
		Td	0,10	ns
		Tc	0,27	ns
		Dm	0,06	ns
	GM p	Tdc	0,02	ns
		Td	0,08	ns
		Tc	0,15	ns
		Dm	0,22	ns
PTL	ES l	Tdc	0,38	< 0,05
		Td	0,29	ns
		Tc	0,46	0,01
		Dm	0,04	ns
	RA l	Tdc	0,10	ns
		Td	0,17	ns
		Tc	0,22	ns
		Dm	-0,04	ns
	GM l	Tdc	0,02	ns
		Td	0,03	ns
		Tc	0,26	ns
		Dm	0,13	ns

Analiza statystyczna wykazała słabe i niskie korelacje wszystkich mierzonych zmiennych tensomiograficznych z kątem pochylenia miednicy (Tabela 2.), z wyjątkiem parametru Tc w przypadku lewego mięśnia prostownika grzbietu, który wykazał umiarkowaną korelację z pochyleniem lewej strony miednicy ($p = 0,01$). Sumaryczny czas skurczu (Tdc), jako pochodna parametru Tc również w przypadku tego mięśnia wykazał korelację istotną statystycznie ($p < 0,05$) ale o stopniu niskim. Parametry czasowe wszystkich mięśni korelują z pochyleniem miednicy dodatnio. W przypadku parametru przesunięcia (Dm) korelacje mięśni prostownika grzbietu prawego i prostego brzucha lewego były ujemne.

5. Dyskusja

Dotychczasowe badania wskazują jednoznacznie, że w przypadku różnych wad postawy występują charakterystyczne dla nich wzorce w zakresie rozkładu napięcia mięśniowego. Wskazuje się, że w obrębie obręczy miedniczej, hiperlordozie towarzyszy osłabienie mięśni pośladkowych wielkich i mięśni prostych brzucha oraz nadmierne napięcie w części kręgosłupowej obejmującej między innymi odcinek lędźwiowy prostowników grzbietu [3]. Wskazana charakterystyka mięśniowa powinna mieć swój wydzźwięk w morfologii mięśni. Należałoby spodziewać się, że wraz ze wzrostem kąta pochylenia miednicy, mięsień prostownik grzbietu powinien zyskiwać bardziej toniczny charakter. Odwrotna sytuacja powinna pojawić się w obrębie mięśnia pośladkowego wielkiego oraz prostego brzucha, które powinny w danej sytuacji nabierać charakterystyki bardziej fazowej. Przeprowadzone badania wykazały zgodność z oczekiwanym wynikiem jedynie w obrębie parametrów czasowych mięśnia prostownika grzbietu po stronie lewej. Co prawda, mięsień ten po stronie prawej również wykazywał korelację dodatnią, lecz była ona na poziomie nieistotnym statystycznie, pomimo, że to właśnie strona prawa jest tą, w obrębie której zwykle wykazuje się zwiększone pochylenie miednicy, tworzące asymetrię lateralną zwaną dalej skrętem miednicy [10]. Zmienną, która zaważyła na wyniku jest czas skurczu (T_c), który bezpośrednio odnosi się do przedziału czasowego pomiędzy momentem osiągnięcia 10% i 90% maksymalnego przesunięcia, czyli maksymalnego skurczu mięśnia. Jest to więc parametr wskazujący najbardziej jasno tempo skurczu mięśnia, a co za tym idzie, typ przeważających w budowie mięśnia włókien. Spodziewaną tendencją powinna być ujemna korelacja pozostałych mięśni z kątem pochylenia. Taka zależność nie została jednak zaobserwowana, co budzi pytanie o faktyczny obraz zmian funkcjonalnych stojących za nieprawidłowym ułożeniem miednicy. Spośród badanych parametrów jedynie w dwóch przypadkach zmiennej maksymalnego przesunięcia zarejestrowano korelację ujemną, lecz w obu przypadkach były to korelacje słabe i nieistotne statystycznie.

6. Wnioski

Z przeprowadzonego badania wynika, że morfo-fizjologiczna charakterystyka mięśni stabilizujących miednicę w korelacji w kątem pochylenia miednicy nie jest tak oczywista jak możnaby wnioskować na podstawie powszechnie przyjętych w posturologii wzorców napięć mięśniowych. Otrzymane wyniki wskazują na potrzebę szerszego przebadania poruszonego zagadnienia, zwłaszcza z uwzględnieniem osób ze zdiagnozowanymi wadami postawy.

LITERATURA

- [1] Preece, S. J., Willan, P., Nester, C. J., Graham-Smith, P., Herrington, L., & Bowker, P.: Variation in pelvic morphology may prevent the identification of anterior pelvic tilt, *The Journal of manual & manipulative therapy*, vol. 16(2), 2008, p. 113-117.
- [2] Day J.W., Smidt G.L., Lehmann T.: Effect of Pelvic Tilt on Standing Posture, *Physical Therapy*, vol. 64(4), 1984, p. 510-516.
- [3] Richardson C. et al.: *Kinezyterapia w stabilizacji kompleksu lędźwiowo-miednicznego*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2009.
- [4] Górski J.: *Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego: podręcznik dla studentów akademii wychowania fizycznego i akademii medycznych*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2006.

- [5] Kim C. et al.: a Novel Method for the Assessment of Muscle Injuries, The Korean Journal of Sports Medicine, vol. 33(2), 2015, p. 59.
- [6] Toskić L.D., Dopsaj M.J., Marković M.R., Toskić D.R., Ignjatović A.M.: Mechanical and contractile properties of knee joint muscles measured by the method of tensiomyography in differently trained men and women. J Strength Cond Res, 2020.
- [7] Rey E., Lago-Peñas C., Lago-Ballesteros J.: Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players, Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 22(6), 2012, p. 866-872.
- [8] Dahmane R. et al.: Spatial fiber type distribution in normal human muscle. Histochemical and tensiomyographical evaluation, Journal of Biomechanics, vol. 38(12), 2005, p. 2451-2459.
- [9] Bibrowicz K.: Duometr - nowe możliwości pomiarów położenia i ruchomości obręczy biodrowej, Rehabilitacja w Praktyce, 2014, s. 54-59.
- [10] Sastre F.: Metoda leczenia skolioz, kifoz i lordoz, Wydawnictwo Markmed Rehabilitacja, 2008.

TENSIOMYOGRAPHIC CHARACTERISTICS OF SELECTED PELVIS STABILIZING MUSCLES IN CORRELATION TO PELVIC TILT ANGLE IN YOUNG HEALTHY WOMEN

Abstract: Anterior pelvic tilt in posturology is usually correlated with weakened and contracted groups of muscles. Aim of this study was to if those schemas have their overtone in morpho-physiology of muscles. 30 young and healthy women were tested using tensiomyography and duometer. Study revealed statistically significant correlation of pelvic tilt angle with TMG parameters only in some of the time variables of left erector spinae. Further studies are needed, especially those, that will include people with diagnosed posture defects.