

Aleksander KABSCH, Wojciech MIKOŁAJCZYK, Wojciech BŁASZAK,
Jacek CABAŃSKI, Robert WILANOWSKI
Zakład Biomechaniki Klinicznej
AWF Poznań

BADANIA NAD SYGNAŁEM EMG W ELEKTROMIOGRAFII GLOBALNEJ - POSZUKIWANIA ZWIĄZKÓW ZE STANEM ZMĘCZENIA MIĘŚNI ¹⁾

Streszczenie. Celem pracy jest poszukiwanie cech zmęczenia mięśni w sygnale EMG. Założono, że winna to być prosta i tania technika zbierania i analizy sygnału EMG, która mogłaby zastąpić kosztowną analizę widmową. Zmodyfikowano metodę J. Kopecia [24, 37–43]. Istotą metody jest wyliczanie wartości amplitud i czasu spadku amplitud. Metodę tę zweryfikowano analizą widmową. Wyniki są zachęcające, czas spadku amplitud koreluje dodatnio ze stanem lokalnego zmęczenia mięśni.

Summary. The purpose – inquiring fatigue characteristics of EMG signal which could make the diagnostic of overloading changes in a tissues structures more effective. It was proposed to modify the simpler method of analyzing EMG signal, introduced for clinical purposes by J. Kopec [24, 37 – 43].

Zusammenfassung. Das Ziel unserer Arbeit ist Nachforschung der Muskelermüdungsmerkmale im EMG Signal. Es wurde vorausgesetzt, dass es eine einfache und preiswerte Technik des Sammelns und der Analyse vom EMG Sygnal sein sollte, die teure Spektralanalyse ersetzen könnte. Es wurde die J.Kopec Methode (24,37 – 43) modifiziert. Die eigene Modifikation vereinfacht die Analyse vom EMG Sygnal, wozu der ZX SPEKTRUM Mikrocomputer genügt. Das Wesen dieser Methode ist das Ausrechnen des Amplitudenwertes und der Zeit von der Amplitudenabnahme. Diese Methode wurde durch Spektralanalyse verifiziert. Die ergebnisse sind fürsprechend: die zeit von der Amplitudenanahme korreliert positiv mit lokalem Ermüdungszustand der Muskeln.

1. WPROWADZENIE

Wobec coraz częściej występujących zmian przeciążeniowych tkanek narządów ruchu, zwłaszcza kręgosłupa, poszukuje się nieinwazyjnych i nietraumatyzujących metod, które mogłyby zobiektywizować diagnostykę zagrożeń przeciążeniami struktur tkankowych tych narządów.

1.1. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Badając ten problem założono, że zmiany przeciążeniowe w tkankach narządów ruchu mogą przyspieszyć narastanie procesów zmęczeniowych w mięśniach. I odwrotnie - stan

¹⁾ Praca wykonana częściowo w programie prac rozpoznawczych AWF w Poznaniu i częściowo w programie CPBP 08.16-VIII.8.0.

zmęczenia mięśni może być odzwierciedleniem stanów przeciążeniowych. Uzyskanie zatem odpowiedniej metody wczesnego wykrywania procesów zmęczeniowych mięśni mogłoby dać nowe możliwości diagnostyczne zagrożeń przeciążeniami, zwłaszcza kręgosłupa. Na postawie dostępnego piśmiennictwa [1-23, 25-27, 33-36, 45-72] ustalono, że bezinwazyjną metodą z wyboru, umożliwiającą wykrywanie miejscowego zmęczenia mięśni, może być elektromiografia globalna, mimo ograniczeń, jakie narzuca interferencyjny zapis z wielu jednostek ruchowych.

Założono, że:

- 1) sygnał bioelektryczny z mięśnia jest nośnikiem wielu, nieznanych jeszcze informacji o stanie czynnościowym mięśnia;
- 2) odpowiednie cyfrowe przetwarzanie sygnału EMG może dostarczyć nowych informacji o stanie czynnościowym mięśnia, zwłaszcza w zakresie zmian zmęczeniowych;
- 3) winna to być prosta i tania technika zbierania i analizy sygnału EMG. Celem pracy jest poszukiwanie związków między wybranymi cechami sygnału EMG a jego charakterystykami siłowymi oraz charakterystykami zmęczeniowymi. Dąży się do wyodrębnienia odpowiednich cech diagnostycznych w postaci parametrów lub wskaźników na podstawie możliwie najprostszej i taniej metody.

1.2. POSZUKIWANIE ODPOWIEDNICH METOD ANALIZY SYGNAŁU EMG

Badając to zagadnienie pod względem metod i technik pomiarowych stwierdzono, że są one bardzo złożone pod względem wyposażenia sprzętu komputerowego i jego oprogramowania - stąd bardzo kosztowne i dla szerszego, praktycznego zastosowania niedostępne. W związku z tym podjęto poszukiwania i prace nad możliwością uzyskania uproszczonej metody do analizy sygnałów EMG, która mogłaby choć w części zastąpić analizę widma mocy sygnału EMG. Z szeregu prac wynika bowiem, że zmęczenie mięśnia powoduje zmianę widma mocy sygnału EMG [1, 2, 3, 36, 49, 51, 61, 63, 66], z przesunięciem widma w kierunku niskich częstotliwości (głównie do zakresu 16 - 63 Hz).

Analiza widmowa, oparta na metodzie transformacji Fouriera, aż nadto zapewnia analizę całej szerokości pasma sygnału EMG. Ze względu jednak na wielką liczbę operacji rachunkowych wykonanie tych działań blokuje na dłuższy czas sprzęt komputerowy (np. IBM - AT w ciągu kilku godzin).

Po dłuższych poszukiwaniach i próbach zaproponowano własną modyfikację metody analizowania sygnałów EMG, wprowadzoną dla celów klinicznych przez J.Kopecia wraz ze specjalizowanym dla EMG mikrokomputerem ANOPS [24, 37-43]. Modyfikacja własna pozwala na wykorzystanie do takich analiz mikrokomputera typu ZX SPECTRUM, w miejsce nieosiągalnego ANOPSA'a. Istotą metody jest wyliczanie wartości amplitud i czasu spadku amplitud. Metodę tę nazwano "amplitudowo - fazową" (MA-F) [29, 30, 31, 32].

Wstępna weryfikacja metody MA-F, oparta na badaniu mięśni zdrowych, będących jednak w zaniku z powodu długotrwałego unieruchomienia - wykazała wyraźne różnice w obrazie EMG, w teście zmęczeniowym, w porównaniu z mięśniami kończyny zdrowej: wyraźne tendencje wzrostu wartości amplitud i przyrostu czasu spadku amplitud [30,31,32].

2. PROPOZYCJA WŁASNA ZBIERANIA I PRZETWARZANIA SYGNAŁÓW EMG

Wykorzystano wzmacniacz sygnałów biologicznych WSB-4 LEM 101, posiadający zestaw filtrów aktywnych. Wzmacniacz składa się z przedwzmacniacza i panelu głównego, co umożliwi swobodne dopasowanie się do bardzo zróżnicowanych badań EMG, z możliwością sterowania jego funkcjami sygnałami cyfrowymi. Procedura badań składa się z dwóch podstawowych faz, sterowanych przez specjalnie w tym celu opracowane programy komputerowe ²⁾ [30].

Faza I. - wczytywanie sygnału do pamięci operacyjnej komputera. Sygnał pomiarowy zebrany z powierzchni skóry podlega wzmocnieniu przez wzmacniacz do poziomu umożliwiającego przetworzenie go przez interfejs pomiarowy komputera ³⁾. Analogowy sygnał EMG przetwarzany jest na postać cyfrową i umieszczany w pamięci operacyjnej komputera. Operacja taka powtarzana jest z częstotliwością 10 kHz, a równomierność zbierania poszczególnych próbek zapewnia programowany moduł zegara czasu rzeczywistego - śledzony w czasie pomiaru przez komputer. Dane pomiarowe zostają zmagazynowane na dysku elastycznym. System pomiarowy przedstawiono na rys.1.

Faza II. - analizy sygnału, polega na obróbce i przetwarzaniu zebranych danych. Następuje identyfikacja parametrów opadających zboczy sygnału EMG, przy czym rejestruje się zbocza amplitud nie mniejszych niż 20 μ V. Zbocza o zbyt małej amplitudzie są ignorowane, co jest szczególnie widoczne w fazie 2 i 3 na rys. 2.

3. BADANIE OBJAWÓW MIEJSCOWEGO ZMĘCZENIA METODĄ MA-F

Celem tego badania jest sprawdzenie przydatności metody własnej [MA-F] do oszacowania stanu zmęczenia mięśni.

Założono, że w warunkach doświadczalnych:

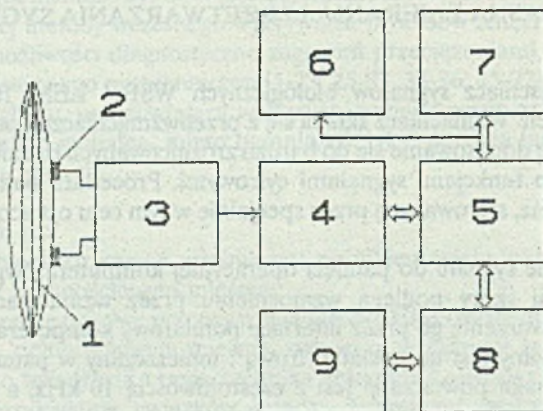
- 1) będzie się wymuszać miejscowe zmęczenie sprawnych mięśni poprzez odpowiednio duże, jednorazowe obciążenie wybranej grupy mięśniowej, symulujące statyczne utrzymywanie izolowanej pozycji roboczej;
- 2) pozycja ta winna być jednoznacznie zdefiniowana i w pełni powtarzalna, utrzymywana przez możliwie krótki czas.

Ten ostatni warunek narzuca ograniczona pojemność posiadanej pamięci komputerowej (48 Kb) oraz ograniczony czas osób poddających się bezinteresownie temu doświadczeniu.

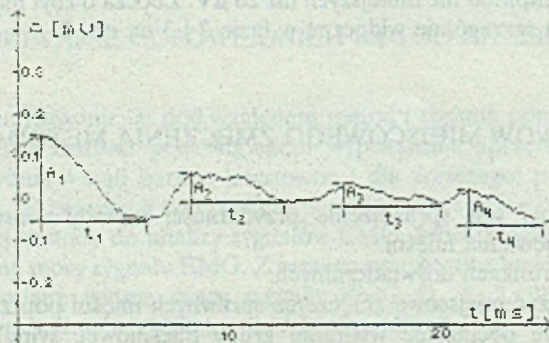
Z kolei uznano, że dla zweryfikowania metody MA-F metodą z wyboru jest analiza widmowa sygnału EMG, którą ma właśnie zastąpić MA-F.

²⁾ Autorem programów jest dr Wojciech Mikołajczyk.

³⁾ Interfejs został zaprojektowany i wykonany w Zakładzie Biomechaniki Klinicznej AWF w Poznaniu.



Rys.1. System pomiarowy do zbierania sygnału EMG 1. mięsień, 2. elektrody, 3. wzmacniacz biologiczny, 4. przetwornik analogowo-cyfrowy, 5. mikrokomputer, 6. monitor TV, 7. drukarka, 8. stacja dysków elastycznych, 9. moduł zegara czasu rzeczywistego
Fig.1. Measurement system



Rys.2. Przykładowy przebieg sygnału EMG z zaznaczonymi amplitudami i czasami spadku
Fig.2. Sample EMG signal

3.1. METODY I TECHNIKI POMIAROWE

Do badań wybrano grupę zginaczy przedramienia.

1. Siłę maksymalną (maximal voluntary contraction = MVC grupy zginaczy przedramienia) - badano techniką dynamometrii tensometrycznej w warunkach skurczu izometrycznego.
2. Test miejscowego zmęczenia mięśni (muscle fatigue test = MFT) - badano przy obciążeniu statycznym = 0.5 MVC.

3. Bioprądy mięśni zbierano techniką elektromiografii globalnej i analizowano metodą MA-F oraz analizą widmową. Wyniki standaryzowano względem danych uzyskiwanych przy MVC badanego przed testem zmęczeniowym [MFT].

4. Analiza widmowa sygnału EMG:

- i) wobec braku dostępu do specjalnej komputerowej karty FFT opracowano własny program do szybkiej analizy Fouriera na komputer IBM-AT oraz specjalny program transformujący zapisane dane pod systemem TR-DOS - SPECTRUM do odczytu pod systemem operacyjnym IBM - DOS⁴⁾;
- ii) do analizy wybrano pasmo od 0 - 500 Hz, z krokiem co 4 Hz;
- iii) analizowano widmo poszczególnych amplitud przy obciążeniu maksymalnym (MVC) oraz w MFT, przyjmując do ostatecznych porównań analitycznych wyniki przy 0.5 MVC na początku i końcu MFT (próbka pierwsza i ostatnia);
- iv) uzyskane widma mocy amplitud poddano dodatkowej obróbce statystycznej. Dla każdej próbki wyliczano:
 - 1) średnią częstotliwość z całego badanego pasma,
 - 2) częstotliwość przy maksymalnej amplitudzie,
 - 3) wygładzano rozkład widma (według wzoru Spencera),
 - 4) dla tak spreparowanego widma wyliczano: częstotliwość średnią i częstotliwość amplitudy maksymalnej.

Liczba próbek zależy od indywidualnej odporności na zmęczenie i wynosi od 7 do 20. Próbkowano co 5 sekund, w przeciągu 250 milisekund, wprowadzając dane do komputera w układzie on-line.

3.2. PRZEBIEG BADAŃ

1) Po standardowej rozgrzewce badanych oklejano elektrodami (dobry i trwały kontakt elektrody ze skórą zapewniała specjalna taśma klejąca, stosowana do przyklejania zbiorników kałowych). Badanych informowano o celu i istocie badań. Starano się wytworzyć u nich motywację do podjęcia maksymalnego wysiłku. W trakcie badań nie stosowano żadnego dopingu.

2) Następnie wykonywano pomiar maksymalnej siły mięśniowej [MVC], na specjalnym stanowisku pomiarowym, zapewniającym stałe warunki pomiaru.

3) Po zapoznaniu badanych z techniką pomiaru polecano im wykonanie zginania przedramienia z maksymalną siłą (MVC), którą rejestrowano z równoczesnym pomiarem EMG.

4) Po tym pomiarze, nie zmieniając pozycji badanych, odłączano ich od dynamometru i poprzez ten sam zaczep obciążano przedramię obciążnikiem = 0.5 MVC, działającym przez bloczek siłą ciężkości. W ten sposób zapewniano zachowanie identycznej pozycji oraz takie samo ramię siły zewnętrznej.

⁴⁾Autorem programów jest dr Wojciech Mikołajczyk.

5) Z momentem obciążenia przedramienia (0,5 MVC) rozpoczynano pomiary EMG w zmęczeniu mięśni - "pierwsza próbka" [0,5mvc/1].

6) Obciążenie to badany utrzymywał aż do wystąpienia bólu zmęczeniowego w mięśniach - "ostatnia próbka" [0,5mvc/ost].

3.3. MATERIAŁ I STATYSTYCZNE BADANIE DANYCH

1) Przebadano 19 studentek i 36 studentów studiów zaocznych AWF, którzy nie uprawiali co najmniej od 1 roku żadnego sportu. Wiek badanych wahał się od 19 - 41 lat, średnio 26 l.

2) Dane analizowano statystycznie w następujących grupach: grupa 1. $n = 55$, całość (K + M), grupa 2. $n = 19$, kobiety, grupa 3. $n = 36$, mężczyźni (dodatkowe grupy analityczne - zob. 4.1, s. 6).

3) Wyliczano (dla każdej z grup): a) średnie, z odchyleniem standardowym, b) współczynniki korelacji prostej i ich istotności dla danej liczebności w grupie, na poziomie istotności 0,05, c) różnicę czasu spadku $t_{mvc} - t_{0.5mvc/1} = [d1]$, różnicę czasu spadku $t_{0.5mvc/1} - t_{0.5mvc/ost} = [d2]$

4) Aby umożliwić analizę porównawczą czasu spadku [t 0.5 MVC] z widmem mocy, sprowadzono je do wspólnej jednostki - częstotliwości [Hz], poprzez wyliczenie okresu, co jest świadomym uproszczeniem (czas spadku amplitudy nie jest równy połowie rzeczywistego okresu sygnału EMG).

4. WYNIKI I OMÓWIENIE

4.1. OGÓLNA CHARAKTERYSTYKA DANYCH

Po pierwszym etapie analizy wyników badań metodą MAF, na podstawie wykresów standaryzowanych wartości czasu spadku amplitud sygnału EMG w trakcie próby zmęczeniowej, dokonano podziału badanych na trzy grupy osób:

Grupa I - ze stabilnym czasem spadku ($n=21$);

Grupa II - z czasem spadku wzrastającym pod koniec próby ($n=10$);

Grupa III - z równomiernie wzrastającym czasem spadku ($n=24$). Dane przedstawiono w rozbięciu na podgrupy kobiet i mężczyzn.

4.1.1. Grupa I - osób, u których czas spadku amplitud utrzymuje się na przybliżonym, stałym poziomie w trakcie trwania testu zmęczenia.

Stwierdzono, iż przy obciążeniu 0,5 MVC następował spadek wartości amplitudy przeciętnie o około 72%, odpowiednio 68% u kobiet i 74% u mężczyzn. Natomiast na koniec testu zmęczenia nastąpił przeciętny wzrost wartości amplitud o 58% (39 u K i 66% u M).

Tablica 4.1

Wartości amplitud w grupie I ($t \sim \text{const}$)

Grupa IKM (n = 21)	Amvc	M [μV]	+ d	Max.	Min.	R zm.
	Amvc	2445,9	1279,9	5671,2	926,8	4745,4
	A 0,5mvc1	667,6	380,9	1812,5	312,5	1500,0
	A 0,5mvcn	1065,1	471,2	1984,3	512,1	1472,2
	d1	1778,4	1168,4	5027,8	597,5	4430,3
	d2	-387,5	334,8	160,3	-1246,1	1406,4
	d1%	70,4	10,3	92,5	50,0	42,5
	d2%	-72,4	58,1	12,5	-198,7	211,2
Grupa IK (n = 7)	Amvc	1720,1	586,4	3110,9	1275,8	1835,1
	A 0,5mvc1	557,2	263,0	1184,6	345,7	838,9
	A 0,5mvcn	802,5	306,9	1537,5	576,9	960,6
	d1	1162,9	353,0	1926,3	787,8	1138,5
	d2	-216,7	64,0	-152,3	-352,9	200,6
	d1%	68,1	6,1	76,9	61,7	15,2
	d2%	-41,9	11,2	-29,8	-61,6	31,8
Grupa IM (n = 14)	Amvc	2836,8	1378,0	5671,2	926,8	4744,4
	A 0,5mvc1	727,0	419,4	1812,5	312,5	1500,0
	A 0,5mvcn	1206,5	483,5	1984,3	512,1	1472,2
	d1	2109,9	1311,2	5027,8	597,5	4430,3
	d2	-479,5	382,2	160,3	-1246,1	1406,4
	d1%	71,7	11,8	92,5	50,0	42,5
	d2%	-88,7	66,0	12,5	-198,7	211,2

4.1.2. Ze względu na małą liczebność (4K i 6M) i przy dużym rozproszeniu materiału - nie analizowano amplitud dla grupy II.

4.1.3. Grupa III - osób, u których czas spadku amplitud wydłuża się w przybliżeniu równomiernie w trakcie testu zmęczenia.

Tablica 4.2

Wartości amplitud grupy III (t - wzrasta)

Grupa IIIKM (n = 24)	Amvc	M [μV]	+ d	Max.	Min.	R zm.
	Amvc	2151,8	1004,0	5116,6	911,7	4204,9
	A 0,5mvc1	838,5	371,6	1812,5	368,9	1443,6
	A 0,5mvcn	1499,2	569,3	3080,0	518,3	2561,7
	d1	1313,4	907,1	3304,1	-376,5	3680,6
	d2	-660,7	554,9	597,8	-1797,8	2395,6
	d1%	56,2	23,5	85,2	-27,8	103,0
	d2%	-98,5	92,3	37,2	-434,9	472,1
Grupa IIIC (n = 8)	Amvc	1785,8	584,5	3097,4	911,7	2185,7
	A 0,5mvc1	658,7	188,2	927,0	406,2	520,8
	A 0,5mvcn	1145,4	387,5	1877,0	518,3	1358,7
	d1	1127,1	522,6	2202,0	416,6	1785,4
	d2	-486,9	286,6	-23,2	-1041,4	1018,2
	d1%	60,8	13,7	74,3	33,5	40,8
	d2%	-76,2	45,8	-4,7	-184,8	180,1
Grupa IIIM (n=16)	Amvc	2383,0	1136,2	5116,6	1266,8	3849,8
	A 0,5mvc1	952,1	411,9	1812,5	368,9	1443,6
	A 0,5mvcn	1722,3	551,2	3080,0	711,6	2368,4
	d1	1430,9	1065,0	3304,1	-376,5	3680,6
	d2	-770,6	626,4	597,8	-1797,8	2395,6
	d1%	53,3	27,6	85,2	-37,8	103,0
	d2%	-112,6	109,9	37,2	-434,9	472,1

Stwierdzono, że w teście zmęczenia [MFT]:

- i. przy obciążeniu połową wartości MVC amplitudy maleją średnio o 61%, (63% u K. i 60% u M), w stosunku do amplitud przy MVC;
- ii. na końcu MFT mięśnia ich wartości wzrastają przeciętnie o 79% (odpowiednio 74% u K i 81% u M).

4.2. Porównanie zachowania się amplitud w grupach I i III:

- i. u osób charakteryzujących się "stabilnym" czasem spadku w trakcie MFT (Gr.I) - przyrost wartości amplitud jest o 15% mniejszy niż u osób, u których czas spadku wzrasta w czasie testu (Gr.III);
- ii. wartości amplitud u kobiet i mężczyzn różnią się między sobą. Nieliczny materiał i zbyt małe różnice nie pozwalają na potwierdzenie dymorfizmu płciowego, zwłaszcza wobec wysokich wartości odchyłek standardowych i dużych obszarów zmienności. Potwierdza to znany fakt, iż amplituda jest najbardziej kapryśnym i zależnym od warunków technicznych parametrem potencjału.

4.3. Czasy spadków amplitud analizowano w dwóch układach, na podstawie procentowych różnic. Różnica pierwsza [d1%] - jest bardzo zmienna osobniczo, od skrócenia się czasów spadków w zakresie 1.5 - 54.2% (35 osób), do wydłużenia się - w zakresie 0.7 - 59.3% (21 osób). Różne zachowanie się czasu spadków amplitud w sensie skrócenia lub wydłużenia przy obciążeniu 0.5 M¹/C na początku testu zmęczenia, w porównaniu z wartością wyjściową przy MVC - różnicuje badanych. Na obecnym etapie badań nie da się jednak tego zinterpretować. Różnica druga [d2%] - jest również zmienna co do wartości. W czterech przypadkach (z gr.III) nastąpiło skrócenie czasów spadku od 3.8 - 28.7%, w pozostałych - wydłużenie od 1.0 do 312.4%. Średnia wartość tego parametru wynosiła: - 22.5% dla grupy I (t = const); - 47.9% dla grupy II (t = rośnie pod koniec próby); - 77.3% dla grupy III (t = rośnie równomiernie).

U większości badanych przy MFT nastąpiło wydłużenie się czasu spadku amplitud. Jest to spodziewany efekt zmęczenia miejscowego mięśni, objawiający się przyrostem czasu trwania amplitud, związany prawdopodobnie z włączaniem się pod koniec miejscowego zmęczenia mięśnia - szybkich jednostek ruchowych, zwłaszcza odpornych na zmęczenie [FR]. Zastanawiają natomiast aż tak znaczne różnice osobnicze w zmianach czasu spadku amplitud. W grupie badanych charakteryzujących się przyrostem czasu spadku (52 osoby) stwierdzono, że większość przypadków grupuje się w przedziale 0 - 100% przyrostu (43 osoby), w przedziale 100 - 140% przyrostu znalazło się 7 osób, a tylko 2 badani mieli przyrosty powyżej 140%. Należy zwrócić uwagę, że z 9 badanych o spadku powyżej 100%, 8 należy do grupy III, a 1 do grupy II.

4.4. Częstotliwość - właściwą analizę wyników indywidualnych i zbioru poprzedzono porównaniem wyników uzyskanych z widma pierwotnego i wygładzonego statystycznie. W widmach pierwotnych stwierdza się z reguły kilka skupisk maksimów, co niezmiernie utrudnia analizę. Lepsze przybliżenia wyników uzyskano z widma wygładzonego, co jest także uzasadnione stochastycznym charakterem przebiegów sygnału EMG. Stąd zdecydowano się na badanie danych z widma wygładzonego dla:

- 1) średniej częstotliwości z całego pasma widma mocy oraz
- 2) częstotliwości amplitudy maksymalnej, jaka wystąpiła w danej próbie.

1) Częstotliwość średnia $f(\bar{\nu})$

- i) Częstotliwość przy MVC - wykazuje dość znaczne zróżnicowanie osobnicze - w zakresie od 80 - 171 Hz. Warto zwrócić uwagę na to, że w 53 (na 55) przypadkach częstotliwość średnia zawarta była w przedziale 80 - 122 Hz. W większości przypadków pasmo częstotliwości przy maksymalnym, krótkotrwałym wysiłku mięśniowym [MVC] mieści się w stosunkowo niskich częstotliwościach, co potwierdza słuszność doboru do analizy widma mocy pasma o szerokości od 0 - 400Hz.
- ii) Częstotliwość przy 0.5 MVC/1 - początek MFT- cechuje ją przesunięcie pasma w kierunku wyższych częstotliwości - do około 170 Hz, w zakresie od 87 - 169 Hz. Być może, że ten zakres częstotliwości okaże się "pasmem roboczym", przy którym wykonuje się prace fizyczne ze znacznym obciążeniem, jakim jest połowa aktualnej osobniczej siły maksymalnej.
- iii) Częstotliwość $f(\bar{\nu})$ przy 0.5 MVC/ost - koniec MFT - rozkład tych częstotliwości mieści się w zakresie od 54 do 107 Hz - nastąpiło wyraźne (27%) przesunięcie widma w kierunku niskich częstotliwości. Wyniki te w pełni potwierdzają doniesienia [2, 37, 51, 60, 64], że efektem miejscowego zmęczenia mięśnia jest przesunięcie widma mocy sygnału EMG w kierunku niskich częstotliwości. Stwierdzone jednak we własnym materiale częstotliwości są znacznie wyższe.

Fakt, iż w żadnym przypadku w materiale własnym nie ujawniły się, cytowane przez innych autorów, częstotliwości zmęczeniowe w zakresie 16 Hz, należy tłumaczyć techniką prowadzenia badań. Nasze dane są częstotliwością średnią z całego badanego pasma, natomiast dane innych [2, 60] są wynikiem stosowania filtrów [16, 63, 250 i 500 Hz]. Najprawdopodobniej był to dobór arbitralny, czego autorzy jednak nie precyzują, nie podają także charakterystyk stosowanych filtrów. Szczegółowa analiza wyników własnych ujawniła tylko bardzo nieliczne, pojedyncze sygnały w częstotliwościach powyżej 300 Hz, co mogłoby usprawiedliwiać dobór przez innych badaczy filtru 250 Hz.

2) Częstotliwość przy amplitudzie max $f(\text{Ampmax})$. Oznacza to częstotliwość, dla której wygładzone statystycznie widmo sygnału EMG osiąga maksymalną wartość amplitudy.

- i) Częstotliwość $f(\text{Ampmax})$ przy MVC - znalazła się w zakresie 36 - 100 Hz. Stwierdza się, że zdecydowana większość przypada na częstotliwości w zakresie 40 - 80Hz (średnia = 61Hz). W porównaniu z częstotliwością średnią, jaką stwierdzono przy MVC, częstotliwości przy maksymalnych amplitudach są znacznie przesunięte ku niższym wartościom - poniżej 100Hz.
- ii) Częstotliwość $f(\text{Ampmax})$ przy 0.5 MVC (próbka 1). Okazuje się, że na początku testu zmęczenia indywidualne amplitudy maksymalne charakteryzują się bardziej zróżnicowaną częstotliwością: w zakresie 40 - 112 Hz. Stwierdza się, że mimo różnic osobniczych, większość przypadków grupuje się wokół częstotliwości 50 - 90 Hz (średnia = 71Hz). Na początku testu zmęczenia częstotliwość jest przeciętnie wyższa o około 10 Hz, jednak w poszczególnych przypadkach różnica jest zarówno dodatnia, jak i ujemna, w porównaniu z częstotliwością przy MVC.

iii) Częstotliwość $f(\text{Ampmax})$ przy 0.5 MVC (próbka ost.) - jest poszukiwaną charakterystyką do oszacowania miejscowego zmęczenia mięśni na podstawie zmian w sygnale EMG. Podobnie jak w wyniku badania częstotliwości średniej stwierdza się przesunięcie widma ku niższym częstotliwościom.

Zakres zmienności osobniczej znalazł się w paśmie 24 - 84 Hz, przy średniej 48Hz. Jest to więc największe przesunięcie widma. W większości przypadków indywidualnych częstotliwość przy maksymalnej amplitudzie znajduje się w paśmie 30-70 Hz. Średnio częstotliwość ta jest niższa o 24 Hz od częstotliwości uzyskanej na początku zmęczenia, jednak w 7 indywidualnych przypadkach następuje przyrost.

W żadnym z powyższych rozkładów nie udało się stwierdzić wyraźnej zależności pomiędzy uzyskaną wartością parametru a przynależnością do jednej z trzech grup określonych charakterem zmian czasu spadku w trakcie zmęczenia. Średnie wartości parametrów nie różnią się statystycznie, a wartości skrajne są przyjmowane z podobnym prawdopodobieństwem przez przedstawicieli każdej z grup.

4.5. Badanie związków czasu spadku amplitud z parametrami częstotliwości. Badanie to traktowane jest jako roboczy test weryfikujący metodę MA-F i przebiega dwuetapowo, przez: porównanie graficzne wartości czasów spadku amplitud z wartościami częstotliwości w zależności od czasu testu zmęczenia, oraz badanie cyfrowe związków - wyliczenie współczynnika korelacji.

1) Graficznie zestawione indywidualne charakterystyki badanych parametrów w postaci wykresów można traktować jako funkcję dyskretną. U większości badanych stwierdza się wysoką zgodność (równoległy przebieg) czasu spadku amplitud ze średnimi częstotliwościami dla próbek zmęczeniowych. Potwierdza to, że szybka analiza sygnału EMG - MAF daje podobne wyniki, w porównaniu z bardzo czasochłonną analizą fourierowską. Nie widać natomiast równie silnego związku wyliczonych czasów spadku z częstotliwościami przy maksymalnych amplitudach (porównaj badanie wsp. korelacji).

2) Związki czasu spadku amplitud $[t(0.5\text{mvc})]$ dla wszystkich próbek ze średnią częstotliwością $[f(\bar{s})]$ i częstotliwością przy amplitudzie maksymalnej w teście zmęczenia.

W grupie I - osób charakteryzujących się nierosnącym czasem spadku amplitud sygnału EMG, stwierdzono najmniej istotne związki tego parametru z częstotliwością średnią i częstotliwością przy amplitudzie maksymalnej. Istotna korelacja występuje dla 11 na 21 badanych (dla częstotliwości średniej) i tylko u 2 osób (dla częstotliwości przy amplitudzie maksymalnej).

W grupie II - osób charakteryzujących się czasem spadku amplitud sygnału EMG rosnącym w końcowej fazie badania stwierdzono istotne związki tego parametru z częstotliwością średnią. Istotne związki czasu spadku amplitud EMG z częstotliwością przy amplitudzie maksymalnej stwierdzono dla 5 na 10 przypadków. Istotna korelacja występuje (dla częstotliwości średniej) u wszystkich badanych i średnia wartość współczynnika korelacji wynosi 0.772.

W grupie III - osób charakteryzujących się rosnącym czasem spadku amplitud sygnału EMG stwierdzono istotne związki tego parametru z częstotliwością średnią. Istotne związki czasu spadku amplitud EMG z częstotliwością przy amplitudzie maksymalnej stwierdzono dla 8 na 24 przypadki. Istotna korelacja występuje (dla częstotliwości średniej) u wszystkich badanych i średnia wartość współczynnika korelacji wynosi 0.847.

W grupie III - osób charakteryzujących się rosnącym czasem spadku amplitud sygnału EMG stwierdzono istotne związki tego parametru z częstotliwością średnią. Istotne związki czasu spadku amplitud EMG z częstotliwością przy amplitudzie maksymalnej stwierdzono dla 8 na 24 przypadki. Istotna korelacja występuje (dla częstotliwości średniej) u wszystkich badanych i średnia wartość współczynnika korelacji wynosi 0.847.

Na podstawie wysoce istotnych współczynników korelacji stwierdza się odwrotną zależność częstotliwości średniej od czasu spadku amplitud EMG dla grupy II i III. Oznacza to, że wraz z przyrostem (wydłużeniem się) czasu spadku amplitud zmniejsza się częstotliwość sygnału EMG.

Badanie to w pełni potwierdziło wynik uzyskany z porównania graficznego. Jedyne w grupie I związki ten nie był statystycznie istotny dla 50% badanych, czego nie da się zinterpretować. Wyliczone wartości poszczególnych parametrów u tych badanych, niczym się bowiem nie wyróżniają, co na obecnym etapie analizy pozwoliłoby, na wyjaśnienie tego stanu.

3) Związki czasu spadku amplitud [$t_{0.5mvc/1-ost.}$] z częstotliwością przy amplitudach maksymalnych [$f(Amp_{max})$] w teście zmęczenia. Badanie to jest zarazem testem na parametr [$f(Amp_{max})$]; jak dotąd parametr ten nie był badany i nie jest opisany w dostępnym piśmiennictwie.

Zgodnie z charakterem badanych parametrów wszystkie stwierdzone związki są odwrotne, jednak w większości nieistotne. Na obecnym etapie posiadanych danych nie da się jednoznacznie zinterpretować, dlaczego w około 60% brak jest istotnych związków między tymi parametrami. Można tu jednak mówić o przypadkowych związkach. Istnieje bowiem przypadkowość w wartościach tego parametru. Wartość maksymalnej amplitudy uzyskanej z badania przebiegu interferencyjnego może być efektem przypadkowego zdudnienia przy sumarycznym nałożeniu się sygnałów o różnych fazach.

5. WNIOSKI I UWAGI KOŃCOWE

5.1. WNIOSKI

1) Jako wskaźnik zmęczenia mięśnia przyjęto roboczo - do czasu uzyskania większej liczby danych - przyrost czasu spadku amplitud powyżej 80% wartości przy 0.5 MVC.

2) Średnia częstotliwość – sygnał EMG zmęczonego mięśnia znajduje się w granicach 50 - 110 Hz.

3) Dobór do analizy widmowej pasma 0 - 400 Hz okazał się trafny. Badanie widma mocy sygnału EMG dla oceny stanu zmęczenia mięśnia przy użyciu filtrów z częstotliwościami środkowymi 16, 63, 250 i 500 Hz - nie może dać pełnego obrazu zmian, przy zapisie globalnym.

4) Wprowadzenie nowego parametru: częstotliwość przy amplitudzie maksymalnej [$f(Amp_{max})$] nie potwierdziło możliwości wykorzystania go do diagnostyki stanów zmęczenia miejscowego mięśni.

5.2. UWAGI KOŃCOWE

1) Ze względów praktycznych (osobisty czas badanych ochotników) w doświadczeniu zastosowano test "szybkiego" zmęczenia mięśni, obciążając je połową siłowych możliwości mięśni [0.5 MVC]. Jest to w rzeczywistości duże obciążenie, a wywołane nim miejscowe zmęczenie grupy mięśni trzeba uznać za stan zmęczenia ostrego.

2) Wykazane w tych warunkach - metodą MA-F - wyraźne zmiany w zmęczeniowym sygnale EMG mogą się okazać mało diagnostyczne dla zmęczenia przewlekłego. Kolejne badania będą ukierunkowane w pierwszym rzędzie - na badanie stanów zmęczenia przewlekłego. Jak wiadomo z doświadczeń fizjologii pracy, stany zmęczenia przewlekłego mięśni następują dopiero po kilku godzinach.

3) Uzyskane w ciągu wykonywania tych badań doświadczenia pouczają, że coraz trudniej jest pozyskać życzliwych, bezinteresownych ochotników, gotowych poddać się męczącemu badaniu. Ochotnicy tacy znajdują się wprawdzie jeszcze wśród studentów AWF, jednak ich czas jest ograniczony i trudno sobie wyobrazić, aby któryś z nich mógł poświęcić na takie badanie kilka godzin.

4) Drugim, przewidywanym kierunkiem badań jest ocena przydatności diagnostycznej metody MA-F dla celów rehabilitacyjnych. Wymaga to jednak dopracowania odpowiednich wskaźników.

LITERATURA

- [1] Andersson B. J. G., Jonsson B., Ortengren R. /1974/: Myoelectricactivity in individual lumbar erector spinae muscles duringsitting, a study with surface and wire electrodes. *Scand. J. Rehab. Med. Suppl.* 3:91.
- [2] Andersson B. J. G., Herberts P., Ortengren R. /1976/: Myoelectric back muscles activity in standardized lifting postures. *Int. BIOMECHANICS V-A*, ed. by P.Komi Univ. Park Press, Baltimore, London, Tokyo.
- [3] Andersson G. B. J., Ortengren R., Schultz A. /1980/: Analysis and Measurement of the Loads on the Lumbar Spine During Work at a Table. *J.Biomechanics* 13: 513-520.
- [4] Anti C. J. /1977/: Relationship between time means of external Load and EMG amplitude in Long term myoelectric studies. *Electromyogr. Clin. Neurophys.* 17:45-53.
- [5] Basmajian J. V., Latif A. /1957/: Integrated Actions andFunctions on the Chief Flexors of the Elbow. A DetailedElectromyographic Analysis. *J.B.J.S.* 39A (5):1106-1118.
- [6] Bazy A. R., Korton J. B. Haddad G. G. /1986/: Increase in electromyogram low frequency power in nonfatigued contracting skeletal muscle. *J Applied Phys.* 61 (3): 1013-1017.
- [7] Bigland B., Lippold O. C. J. /1954/: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.* 123: 214-224.
- [8] Bouisset S., Goubel F. /1968/: Interdependence of relationsbetween integrated EMG and diverse biomechanical quantities innormal voluntary movements. *Electromyography*, 8, Suppl. 1:151-162.

- [9] Brigham E. O. /1974/: The Fast Fourier Transform. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N. J.
- [10] Chaffin D. B., Andersson G. B. J. /1984/: Occupational Biomechanics. New York, Wiley and sons Inc.
- [11] Chapman A. E., Troup J. D. G. /1969/: The effect of increased maximal strength on the integrated electrical activity of Lumbar erectors spinea. *Electromyography* 9: 260-280.
- [12] Cold B., Rader C. M. /1969/: Digital Processing of Signals. McGraw - Hill N.Y.
- [13] De Luca C. J. /1979/: Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-26*: 313-325.
- [14] Eason R. /1960/: Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. *J. Appl. Physiol.* 15: 479-482.
- [15] Engelhorn R. /1983/: Agonist and Antagonist Muscle EMG, Activity Pattern Changes with Skill Acquisition. *Research Quarterly for Exercise and Sport.* 54 (4): 315-323.
- [16] Gandevia S. C., Mc Kenzie D. K. /1986/: Human diaphragmatic: change with Lung volume and posture during supramaximal phrenic stimulation. *J. Applied Physiol.* 60 (4): 1420-1427.
- [17] Grandjean E. /1980/: Fitting the task to the man. London, Taylor and Francis Ltd.
- [18] Haar Romeny B. M., Danier van der Gon J. J., Gielen C. C. /1984/: Relation between Lokation of a Motor Unit in the Human Biceps Brachi and Critical Firing Levels for Different Tasks.: *Experimental Neurology* 85:631-650.
- [19] Hagberg M., Jonsson B. /1975/: The relationship between myoelectric activity and muscle work in intermitent statical contractions. *Electromyography* 15: 253-258.
- [20] Hagberg M. /1981/: Muscular endurance and surfaceelectromyogram in isometric and dynamic exercises.*J. Appl.Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 51(1): 1-7.
- [21] Hakkinen K., Komi P. V. /1983/: Electromyographic changes during strenght training and detraining. *Medicine and Science in Sport and Exercise.* 15 (6): 455-460.
- [22] Halbertsma J. M., De Boer R. R. /1981/: On the Processing of Electromyography for Computer Analysis. *J. Biomechanics* 14 (6) 431-435.
- [23] Halpern A. A., Bleck E. E. /1979/: Sit-up Exercises: An Electromyographic Study. *Clinical Orthopedics and Related Research.* 145: 172-178.
- [24] Hausmanowa-Petrusewicz I., Kopeć J. /1979/: Application of automatic analysis of EMG in clinical practice. *Proceedings of Polish - Italian Symposium.*
- [25] Harms-Ringdhal K. /1986/: On Assessment of Shoulder Exercise and Load - Elicited Pain in the Cervical Spine. Biomechanical analisis of load - EMG - methodological studies of pain provoked by extreme position. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement No. 14.* Stockholm.
- [26] Inman V. T., Ralston H. J., Saunders J.B., Feinstein B., Wright E. W. /1952/: Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr. Clin. Neurophys.* 4: 187-194.
- [27] Jobe K. W., Tibane J. E., Perry J., Moynes D. /1983/: An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. *Sports Med.* 11 (1): 3-5.
- [28] Kabsch A., Dworak L. /1969/: The problem of muscles coordination in a rowing cycle in electromuography. The 2-nd Seminar of Biomechanics. Eindhoven. The Netherlands. 52-56.

- [29] Kabsch A. i wsp. /1988/: Badania nad metodami diagnostycznymi dla celów ergonomicznych. Raport etapowy 1988. CPBP 08.16.VIII.8.4. AWF Poznań, ss. 45.
- [30] Kabsch A., Szyszkowski A., Mikołajczyk W., Cabański J. /1989/: Z badań związku sygnałów EMG z siłą mięśniową. Sesja Naukowa Komitetu Rehabilitacji PAN nt.: "Zjawiska bioelektryczne w diagnostyce i terapii dysfunkcji ruchowych". Białystok, 20-21 X. 1988. Warszawa, PZWL, 48-54.
- [31] Kabsch A. i wsp. /1989/: Badania nad wykorzystaniem sygnałów EMG do oceny stanu zmęczenia mięśni. Raport etapowy 1989. CPBP08.16.VIII.8.4. AWF Poznań, ss. 29.
- [32] Kabsch A. i wsp. /1991/: Badania nad sygnałem EMG w elektromiografii globalnej - poszukiwanie związków ze stanem czynnościowym mięśni szkieletowych. Sprawozdanie z pracy rozpoznawczej AWF Poznań, ss. 65
- [33] Kadefors R., Kaiser E., Petersen I./1968/: Dynamicspectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyography* 8: 39-74.
- [34] Knutsson B., Lindh K., Telhag H. /1966/: Sitting - An Electromyographic and Mechanical Study. *Acta Orthop. Scandinav.* 37: 425-428.
- [35] Komi P. V., Buskirk E. R. /1972/: Effect of excentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics* 15: 417-434.
- [36] Komi P. V., Tesch P. /1979/: EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 42: 41-50.
- [37] Kopeć J., Wotyński M., Rawski M. /1968/: Application of the EMG potential duration by the Computer similar to C.A.T. Symposium Electronics in Medicine. Jugosławie Ljubljana.
- [38] Kopeć J., Hausmanowa-Petrusewicz I. /1974/: Zastosowanie ANOPS'a do badań elektromiograficznych. *Podst. Probl. Współczesnej Techniki*. Wyd. PAN.
- [39] Kopeć J., Hausmanowa-Petrusewicz I. /1976/: On-line computer application in clinical quantitative electromyography. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 16: 49-64.
- [40] Kopeć J. /1984/: Two new descriptors for complete EMG evaluation, applied in automatic analysis. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 24: 321-330.
- [41] Kopeć J. /1985/: Basic problems of automatic analysis in clinical electromyography. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 25:523-532.
- [42] Kopeć J., Hausmanowa-Petrusewicz I. /1985/: Diagnostic yield of an automated method of quantitative electromyography. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 25: 567-577.
- [43] Kopeć J. /1986/: Ilościowa ocena zapisu EMG na podstawie dwu wskaźników cyfrowych. *Neur. Neurochir. Pol.*, T XX (XXXVI), nr 1.
- [44] Kopeć J. /1988/: Methodological survey of automatic EMG analysis. *Acta Physiol. Pol.*, 39: 1.
- [45] Kuroda E. V., Klissouras V., Milsum J. H. /1970/: Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. *J. Appl. Physiol.* 29: 358-367.
- [46] Kwieciński A. /1983/: Szybki rejestrator wielokanałowy potencjałów bioelektrycznych. *Problemy Techn. Med.* 14 (2): 75-81.
- [47] Laurig W. /1969/: Electromyographic als arbeitsphysiologische Untersuchungsmethode der Ermundung bei statischer Armarbeit. *Arbeitsmed. Sozialmed. Arbeitshyg.* 16: 134-140.
- [48] Lind A. R., Petrofsky J. S. /1979/: Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. *Muscle Nerve* 2: 257-264.

- [49] Lindstrom L., Kadefors R., Petersen I. /1977/: An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.: Respirat Environ. Exer. Physiol.* 43, 750-754.
- [50] Lindstrom L. H., Magnusson R. T. /1977/: Interpretation of Myoelectric Power Spectra: Model and Applications. *Proceeding of IEEE.* 65 (5): 653-661.
- [51] Livine S., Gillen J., Weiser P., Gillen M., Kwatny E. /1986/: Description and Validation of an ECG removal procedure for EMG-di power spectrum analysis. *Journal of Applied Physiol.* 60 (4), 1073-1081.
- [52] Lippold O. C. J. /1952/: The relation between integrated action potentials in a human muscles and its isometric tension. *J. Physiol.* 117: 492-499.
- [53] Lloyd A. J. /1971/: Surface Electromyography during sustained isometric contractions *J. Appl. Physiol.* 30: 713-719.
- [54] Maton B., Bouisset S., Metral S. /1971/: Comparison des activites electromyographiques global et elementaire au cours de la contraction statique volontaire. *Electromyography* 9: 311-323.
- [55] Max J. /1981/: Methodes et techniques de traitement du signal et applications aux mesures physiques. Vol.II, Masson.
- [56] McDonagh J. C., Binder M. C., Reinking R. M., Stuart D. G. /1980/: A Commentary on Muscle Unit in Cat Hindlimb Muscles. *J.Morphol.* 166: 217-230.
- [57] Moritani T., Muro M., Nagata A. /1986/: Inframuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J. of Appl. Physiol.* 60 (4), 1179-1184.
- [58] Morris J. M., Lucas B. B., Bresler B. /1961/: Role of the Trunkin Stability of the Spine. *J. B. J. S.* 43 A (3), 327-351.
- [59] Morris J. M., Benner G., Lucas D. B. /1962/: An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *J. Anat.* 96: 509.
- [60] Ortengren R., Broman A., Magnusson R., Andersson G. B. J., Petersen J. /1974/: Vocational electromyography: Investigation of power spectrum response to repeated test loadings during a day of work at the assembly time. *Biomechanics IV:* 338-347, Univ. Park Press,
- [61] Papoulis A. /1962/: The Fourier Integral and its Applications. Mc Graw - Hill N.Y.
- [62] Pauly J. E. /1966/: An electromyographic analysis of certain movements and exercises I. Some deep muscles of the back. *Anat.Res.* pp. 155-223.
- [63] Petrofsky J. S. /1979/: Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *Eur. J. Appl.Physiol. Occup. Physiol.* 41: 1-15.
- [64] Pope M. H., Frymeyer J. W., Andersson G. /1984/: *Occupational Low Back Pain.* Praeger Publisher, New York.
- [65] Roys S. H., De Luca C. J., Schneider J. /1986/: Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl. Physiol.* 61(4): 1510-1517.
- [66] Saltin B., Hermansen L. /1966/: Esophageal rectal and muscle temperature during exercise. *J. Appl. Physiol.* 21: 1757-1762.
- [67] Schultz A. B., Andersson G. B. J. /1981/: Analysis of loads on the Lumbar Spine. *Spine* 6(1): 76-82, 1981 .
- [68] Thomas G., Rau E. /1969/: Über die Funktion der Ruckentreckmuskulature. *Z. Ortop.* 106: 737.
- [69] Viitasalo J. H. T., Komi P. V. /1977/: Signal characteristics of EMG during fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 37: 111-121.

- [70] Vredenburg J., Rau G. /1973/: Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 1, ed. by Desmedt J.E., Karger Bessel: 607-622.

RESEARCHES ON THE EMG SIGNAL IN SURFACE ELEKTROMYOGRAPHY – INQUIRING CONNECTIONS WITH MUSCLE FATIGUE

Abstract

The purpose – inquiring fatigue characteristics of EMG signal which could make the diagnostic of overloading changes in a tissues structures more effective.

It was assumed: 1) muscle fatigue can reflect overloading conditions. EMG could be univasive method of discovering the local muscle fatigue; 2) technique of collecting and analyzing EMG signal should be simple and inexpensive, and it could overcharge time consuming and expensive spectral analysis.

It was proposed to modify the simpler method of analyzing EMG signal, introduced for clinical purposes by J. Kopeć [24, 37 – 43]. Modification itself simplify the EMG signal analysis, for which microcomputer ZX SPECTRUM is good enough. The essence of this method is computing the amplitude [A] and the time of amplitude decreasing [ADT] (Fig.1 Fig.2), [29, 30–32]. We called this method Amplitude–Phase Method [A–PhM]. IT was assumed that in the experimental conditions local fatigue of efficient muscles would be forced by adequate high and single load of chosen muscles, which simulated the static maintenance an isolated working position.

Methods: computing on line surface EMG (0–500Hz) during muscle fatigue test, by loading with 0,5 MVC – until muscle fatigue pain occurs It was tested every 5s within 250 ms. The results were standardized to MVC. A–PhM was verified by spectral analysis. The same unit of frequency [Hz], by computing the period (which was purposing simplification), was used for the comparison of the duration of the ADT with spectral power.

Subject: 19 female, 36 male students of physical education.

Conclusions:

- 1) the results confirm the dignastication of the ATD;
- 2) as a temporary index of muscle fatigue assumed the increase of the ADT over 80% of 0,5 MVC value;
- 3) the average frequency of EMG signal of the fatigued muscle is between 50 – 110 Hz;
- 4) the selection of the frequency 0–500 Hz for spectral and A–PhM analysis was right;
- 5) the results of this work encourage to the further researches on muscle fatigue for the need of sport and rehabilitation.

Recenzent: Prof. Krzysztof Kędzior

Wpłynęło do redakcji w styczniu 1992