

**PROCEDURA OCENY ZMĘCZENIA
MIĘŚNIOWEGO NA STANOWISKACH PRACY POWTARZALNEJ**

1. Wstęp

W całej Europie i w uprzemysłowionych częściach świata urazy kończyn górnych są najbardziej rozpowszechnione ze wszystkich występujących dolegliwości mięśniowo-szkieletowych wśród osób aktywnych zawodowo (Finneran i O'Sullivan 2013). Za główną przyczynę takiego stanu rzeczy podaje się obciążenie wynikające z wykonywania czynności powtarzalnych. Czynniki takie jak tempo pracy, długość cyklu, kierunek ruchu, precyzja wykonywanych zadań czy wielkość obciążenie bezpośrednio przekładają się na kondycje układu mięśniowo-szkieletowego kończyn górnych (Escorpizo i Moore 2007a,b). Według Eurofound (2010) obecnie więcej niż 60% pracowników oświadcza, że ich praca wiąże się z wykonywaniem czynności powtarzalnych z użyciem kończyn górnych. Częste powtarzanie tych samych czynności powoduje zmęczenie układu mięśniowo-szkieletowego, w konsekwencji czego zmniejsza się zdolność do wykonywania prac fizycznych. Mathiassen (1993) oraz Mathiassen i Winkiel (1991) zdefiniowali pracę powtarzalną za pomocą parametrów związanych z takimi czynnikami biomechanicznymi, jak: czas cyklu pracy, czas trwania fazy aktywnej, czas trwania fazy odpoczynku oraz obciążenie fazy aktywnej. Jest to najprostszy przykład charakterystyki pracy powtarzalnej, w którym cykl składa się z dwóch faz, obciążenia i odpoczynku. Ryzyko rozwoju dolegliwości układu mięśniowo-szkieletowego jest silnie zależne od czynników biomechanicznych, między innymi czasu utrzymywania obciążenia, zarówno zbyt długie utrzymywanie nieruchomej pozycji jak i zbyt częste powtarzanie tych samych czynności wpływa negatywnie na zwiększenie ryzyka rozwoju schorzeń układu ruchu. Koniecznym jest aby w środowisku pracy znaleźć sposoby na ograniczenie zmęczenia mięśniowego poprzez wiarygodną ocenę obciążenia podczas wykonywania czynności roboczych. Opracowanie rzetelnej metody pomiaru obciążenia mięśni oraz analizy zmęczenia, która pozwoli ocenić w sposób ilościowy zmiany zachodzące w mięśniach, staje się podstawą w zapobieganiu i eliminowaniu czynników szkodliwych wpływającym na prawidłowe funkcjonowanie układu mięśniowo-szkieletowego. Jedną z istotniejszych metod oceny obciążenia wewnętrznego i zmęczenia pracownika jest analiza aktywności elektrycznej mięśni z zastosowaniem elektromiografii (EMG). Elektromiografia powierzchniowa umożliwia ocenę aktywności nerwowo-mięśniowej (Chowdhury i in. 2013, Garcia i Vieira 2011, Reaz i in. 2006, de Luca 1997, Guzman i in. 2011, Shahid i in. 2005). Rejestracja sygnału mięśniowego z powierzchni skóry jest obecnie jedną z najbardziej wiarygodnych spośród metod nieinwazyjnych wykorzystywanych do pomiaru fizjologicznego obciążenia poszczególnych mięśni lub ich grup. Elektromiografia to badanie polegające na rejestracji potencjałów

czynnościowych z powierzchni skóry. Rozluźniony mięsień nie wykazuje istotnej aktywności EMG. Na zapis sygnału EMG składają się piki o przypadkowym kształcie, co sprawia, że uzyskiwany kształt sygnału jest niemożliwy do ponownego odtworzenia. Sygnały biologiczne takie jak EMG charakteryzują się bardzo małymi wartościami amplitud, mieszczącymi się w przedziale $\pm 5\text{mV}$ oraz częstotliwościami wyładowań w paśmie 5-500Hz.

2. PRZYGOTOWANIE DO BADAŃ

2.1. Charakter pracy powtarzalnej a wybór mięśni do pomiarów sygnału EMG

Praca polegająca na wielokrotnym wykonywaniu podobnych czynności roboczych, składających się na powtarzalne cykle pracy, określana jest mianem pracy monotypowej lub powtarzalnej. Podobieństwo cykli dotyczy sekwencji czasowych, rozwijanych sił mięśniowych oraz przestrzennej charakterystyki ruchów. Cykl pracy odpowiada operacji wykonywanej w procesie pracy. Określone operacje składają się z czynności pracy, odpowiadających poszczególnym fazom cyklu. Na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego wpływa zarówno długość cyklu jak i liczba faz w nim występująca. W środowisku pracy znajduje się bardzo wiele stanowisk, na których wykonuje się czynności o charakterze powtarzalnym, w szczególności w przemyśle rolno-spożywczym, samochodowym, tekstylnym czy ciężkim. Głównie są to stanowiska będące częściami linii produkcyjnych (montażowych), których tempo pracy jest ściśle zależne od procesu produkcyjnego.

Na powyższych stanowiskach pracownicy wykonują czynności robocze z użyciem kończyn górnych, w pozycji siedzącej jak np. szwaczki czy ekspedientki w supermarketach lub stojącej np. w sortowniach odpadów bądź na liniach montażowych lub kontrolnych. Na podstawie obserwacji sposobu wykonywania czynności na stanowiskach pracy powtarzalnej można wyróżnić kilka wspólnych dla stanowisk z różnych sektorów faz. W pierwszej kolejności pracownik, z miejsca składowania, pobiera materiał, następnie wykonuje na nim czynności manipulacyjne, po czym odkłada go na miejsce zbiórki. W zależności od specyfiki danego stanowiska wykorzystuje bądź nie, narzędzia dodatkowe. Dokładniejsza analiza kolejnych faz pozwala na wyszczególnienie konkretnych czynności, które wykonywane są przez określone zespoły mięśniowe.

Na podstawie literatury wybrano mięśnie, które uczestniczą w typowych czynnościach wykonywanych przez pracownika. Bonnefoy i in. (2009) zbadali zmianę aktywności elektrycznej mięśni kończyny górnej pod wpływem czynności przemieszczania przedmiotu na blacie roboczym z różnej odległości. Największą aktywność elektryczną w czasie ruchów chwytania i przemieszczania do osi ciała wykazał mięsień naramienny oraz dwugłowy ramienia. Sonne i in. (2015) badali zmęczenie mięśni przedramienia wywołanego cyklicznym ściskaniem ręki. Jednym z silnie aktywowanych mięśni w tym ruchu był zginacz łokciowy nadgarstka. Wpływ wykonywania różnych zadań kończynami górnymi, z uwzględnieniem kierunku i częstości ruchów oraz masy przemieszczanego przedmiotu zbadali Kothiyal i Kayis (2001). Silnie aktywnymi mięśniami okazał się mięsień dwugłowy ramienia oraz mięsień naramienny głowa przednia. Lee i in. 2015 obserwowali zmęczenie mięśni w wyniku wykonywania zadań montażowych. Mięśnie obręczy barkowej oraz mięsień naramienny były najbardziej aktywne podczas przenoszenia elementów montażowych. W badaniach Gooyers i Stevenson (2012), obserwowano aktywność elektryczną mięśni na skutek zmieniającego się tempa pracy przy montażu ręcznym. Szybkość wykonywanych czynności silnie wpływała na aktywność między innymi zginaczy nadgarstka jak i mięśnia czworobocznego grzbietu. Powyższe badania dają podstawy do wyłonienia grupy mięśni najbardziej aktywnych podczas prac ręcznych powtarzalnych. Poniżej przedstawiono dokładną charakterystykę wybranych mięśni wraz z opisem położenia i budowy oraz pełnionych funkcji.

Mięsień dwugłowy ramienia (łac. *musculus biceps brachii*) (Rys.1) to podłużny, wrzecionowaty mięsień rozpięty między łopatką a kością promieniową. Składa się z dwóch głów, głowy długiej (łac. *caput longum*) oraz głowy krótkiej (łac. *caput breve*). Ruchy jakie wykonuje to supinacja przedramienia (przy obrocie wierzchu ręki), napinanie przedramienia (przy podnoszeniu przedmiotów) oraz w mniejszym stopniu wspiera zgięcie do przodu stawu ramiennego (przy prostowaniu i unoszeniu rąk).



Rys.1 Położenie i wygląd mięśnia dwugłowego ramienia. Kolorem zielonym i czerwonym wyróżniono poszczególne głowy mięśnia

Mięsień trójgłowy ramienia (łac. *musculus triceps brachii*) (Rys.2) zajmuje całą powierzchnię tylną ramienia. Jest rozpięty między łopatką i kością ramienną, a kością łokciową. Składa się z trzech głów, głowy przyśrodkowej (łac. *caput mediale*), która przylega do kości ramiennej tworząc warstwę głęboką (na ilustracji kolor zielony) oraz głowy długiej (łac. *caput longum*) i bocznej (łac. *caput laterale*) leżącej na przyśrodkowej (na Rys odpowiednio kolor czerwony i żółty). Ruchy wykonywane przez głowę długą to w dużej mierze prostowanie stawu ramiennego oraz abdukcja ramienia. Głowa boczna i przyśrodkowa są odpowiedzialne za ruch wyprostny w stawie łokciowym.



Rys.2 Położenie i wygląd mięśnia trójgłowego ramienia. Kolorami wyróżniono poszczególne głowy mięśnia

Mięsień naramienny (łac. *musculus deltoideus*) (Rys.3) leżący powierzchownie, największy mięsień okolicy barku o kształcie odwróconej greckiej litery delta. Ma trzy przyczepy początkowe, które dzielimy na części: przednią – obojczykową, przyczepioną do końca barkowego obojczyka; środkową – barkową, przyczepioną do wyrostka barkowego łopatki tylną – grzebieniową, przyczepioną do grzebienia łopatki. Wspólny przyczep końcowy wszystkich części mięśnia naramiennego znajduje się na guzowatości naramiennej kości ramiennej (łac. *Tuberositas deltoidea*).

Część barkowa dokonuje odwodzenia ramienia aż do poziomu. Podnoszenie ramienia powyżej poziomu odbywa się w stawach obojczykowych. Część obojczykowa przywodzi do przodu i dokonuje ruchu obrotowego ramienia do wewnątrz. Część grzebieniowa przywodzi do tyłu i dokonuje rotacji ramienia na zewnątrz.



Rys.3 Położenie i wygląd mięśnia naramiennego. Kolorami wyróżniono poszczególne jego części.

Mięsień czworoboczny (łac. *musculus trapezius*) (Rys.4) mięsień częściowo pokrywający mięsień najszerszy grzbietu. Mięsień czworoboczny ma wiele miejsc przyczepu, począwszy od podstawy czaszki do wyrostków kolczystych dwunastu kręgów piersiowych. Dolne włókna mięśnia są przyczepiane do grzebienia łopatki; włókna pośrednie do wyrostka barkowego, a położone najwyżej włókna do zewnętrznej jednej trzeciej obojczyka. Górna część zbliża łopatki do siebie, a środkowa i dolna obraca łopatkę w stosunku do klatki piersiowej. Mięsień ten dźwiga bark ku górze (współpracując z dźwigaczem łopatki i równoległobocznym), zbliża łopatkę do kręgosłupa i/lub opuszcza staw ramienny. Przy ustalonym barku zgina głowę ku tyłowi. Przy ustalonej obręczy kończyny górnej unosi tułów ku górze. Cały mięsień cofa bark i przyciska łopatkę do klatki piersiowej.

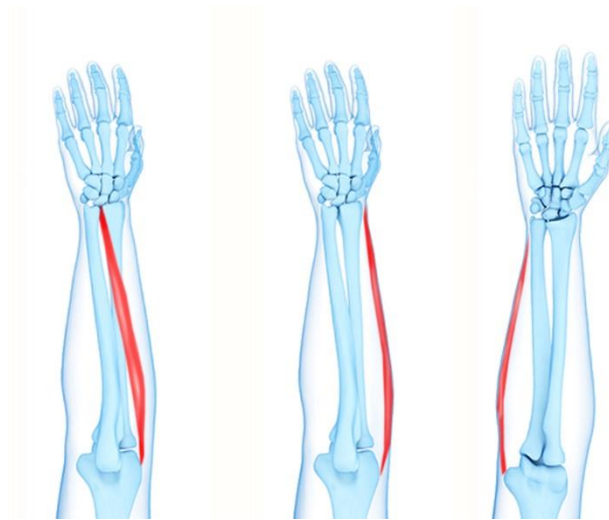


Rys.4 Położenie i wygląd mięśnia czworobocznego ramienia. Kolorami wyróżniono poszczególne jego części

Mięsień zginacz promieniowy nadgarstka (łac. *musculus flexor carpi radialis*) wrzecionowaty mięsień kończyny górnej leżący w warstwie powierzchownej grupy przedniej mięśni przedramienia. Jest mięśniem położonym przyśrodkowo w stosunku do mięśnia nawrotnego obłego. Przyczep proksymalny zlokalizowany jest na nadkłykcium przyśrodkowym

kości ramiennej i na powięzi przedramienia. Mięsień przebiega skośnie ku dołowi, przechodząc w długie mocne ścięgno skierowane ku promieniowej stronie nadgarstka (Rys.5). Ruchy jakie wykonuje to nieznaczne zginanie w stawie łokciowym, zginanie i odwodzenie ręki w stronę promieniową oraz nawracanie przedramienia.

Mięsień zginacz łokciowy nadgarstka (łac. *musculus flexor carpi ulnaris*) (Rys.5) mięsień kończyny górnej leżący w warstwie powierzchownej grupy przedniej mięśni przedramienia. Jest mięśniem położonym najbardziej przyśrodkowo na przedramieniu. Mięsień posiada dwie głowy. Mięsień przebiega ku dołowi, równoległe do mięśnia zginacza powierzchownego palców. Przechodzi w długie ścięgno przyczepione do kości grochowej. Jego funkcją jest zginanie i przywodzenie ręki w stronę łokciową.



Rys.5 Położenie i wygląd zginacza promieniowego nadgarstka oraz zginacza łokciowego nadgarstka. (http://www.easynotecards.com/print_cards/53458)

Mięsień odwodziciel krótki kciuka (łac. *musculus abductor pollicis brevis*) (Rys.6) płaski, najbardziej powierzchowny mięsień kłębu, położony między szeregiem bliższym kości nadgarstka a bliższym paliczkiem kciuka. Jego funkcją jest odwodzenie i przeciwstawianie kciuka w stawie nadgarstkowo-śródręcznym oraz zginanie stawu śródręczno-paliczkowego i prostowanie stawu międzypaliczkowego.



Rys.6 Położenie i wygląd odwodziciela krótkiego kciuka

2.2. Sposób umiejscowienia elektrod

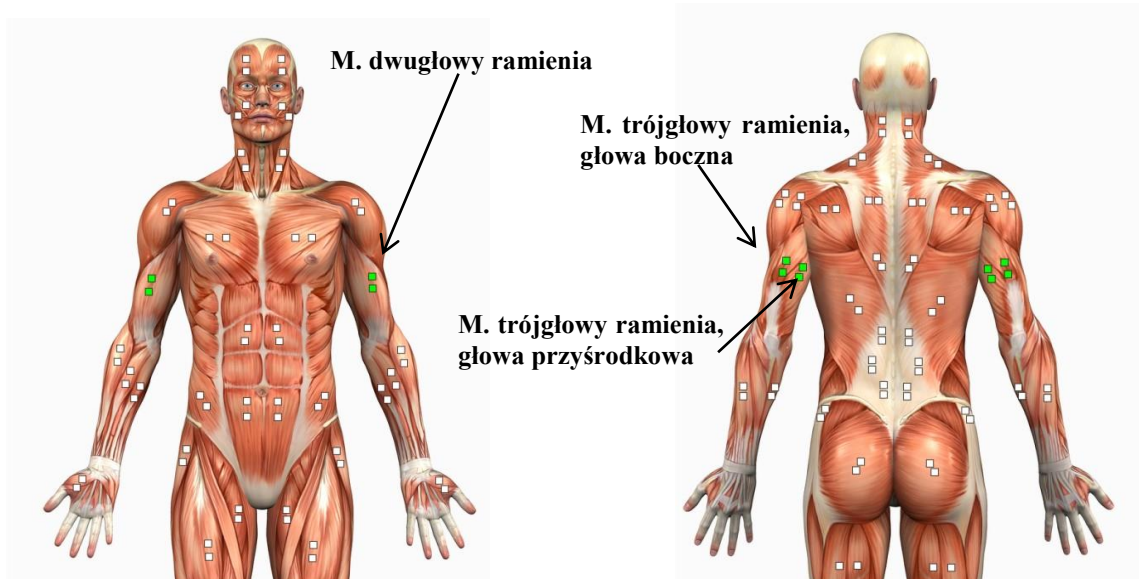
Sposób umiejscowienia elektrod jest ściśle związana z mięśniem na który je naklejamy. Z uwagi na prowadzenie pomiarów w warunkach dynamicznych, bardzo ważne jest elektrody odbiorcze znalazły się nad brzusce mięśniowym w pozycji centralnej. Należy pamiętać o możliwości migracji mięśnia pod elektrodą w czasie ruchu stawu. Elektrody odniesienia przyklejamy w miejscach obojętnych elektrycznie, nad kośćmi. Aby zachować powtarzalność pomiarów, elektrody mocuje się w ściśle określonych punktach antropometrycznych, wykorzystując zalecenia europejskiego programu badawczego SENIAM *Surface ElectroMyoGraphy for the NonInvasive Assessment of Muscles*.

Mięsień dwugłowy ramienia - na linii pomiędzy wypustkiem barkowym łopatki a dołem łokciowym, w 1/3 odległości od dołu łokciowego (Rys.7). Orientacja zgodna z kierunkiem linii pomiędzy wypustkiem barkowym a dołem łokciowym. Należy szczególnie zwrócić uwagę na skracanie się mięśnia podczas ruchu, dlatego elektrodę przykleja się podczas zgięcia w stawie łokciowym, tak aby podczas jego napięcia, elektrody znajdowały się nad brzuscem. Elektroda odniesienia na nadgarstku.

Mięsień trójgłowy ramienia

Głowa długa - w połowie odległości między dolnym grzebieniem wypustka barkowego a wyrostkiem łokciowym, odsunięty od tej linii pośrodkowo o dwie szerokości palca; orientacja zgodna z kierunkiem linii pomiędzy wypustkiem barkowym a wypustkiem łokciowym (Rys.7).

Głowa boczna - w połowie odległości między dolnym grzebieniem wypustka barkowego a wyrostkiem łokciowym, odsunięty od tej linii w bok o dwie szerokości palca; orientacja zgodna z kierunkiem linii pomiędzy wypustkiem barkowym a wypustkiem łokciowym. Elektroda odniesienia na nadgarstku.



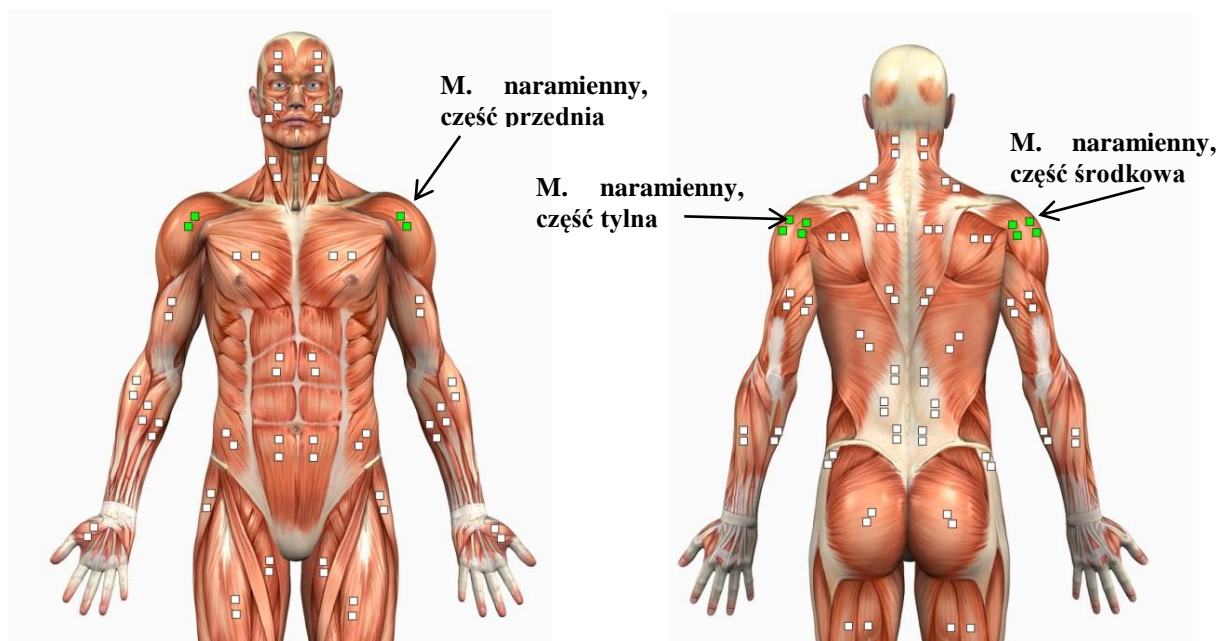
Rys.7 Miejsce przyklejenie elektrod odbiorczych na mięśniu: a) dwugłowym ramienia, b) trójgłowym ramienia

Mięsień naramienny

Część przednia - w odległości jednej szerokości palca w od osi ciała i w przód od wypustka barkowego; orientacja: zgodna z kierunkiem linii między wypustkiem barkowym a kciukiem

Część środkowa - na linii między wypustkiem barkowym a bocznym nadkłykiem łokcia. Elektroda musi znaleźć się na największym wybrzuszeniu mięśnia. Orientacja w zgodna z kierunkiem linii między wypustkiem barkowym a dłonią.

Część tylna - w obszarze znajdującym się w odległości dwóch szerokości palca za wypustkiem barkowym. Orientacja zgodna z kierunkiem linii między wypustkiem barkowym a małym palcem Rys.8. Elektroda odniesienia na wyrostku kolczystym kręgu C7 lub na nadgarstku.



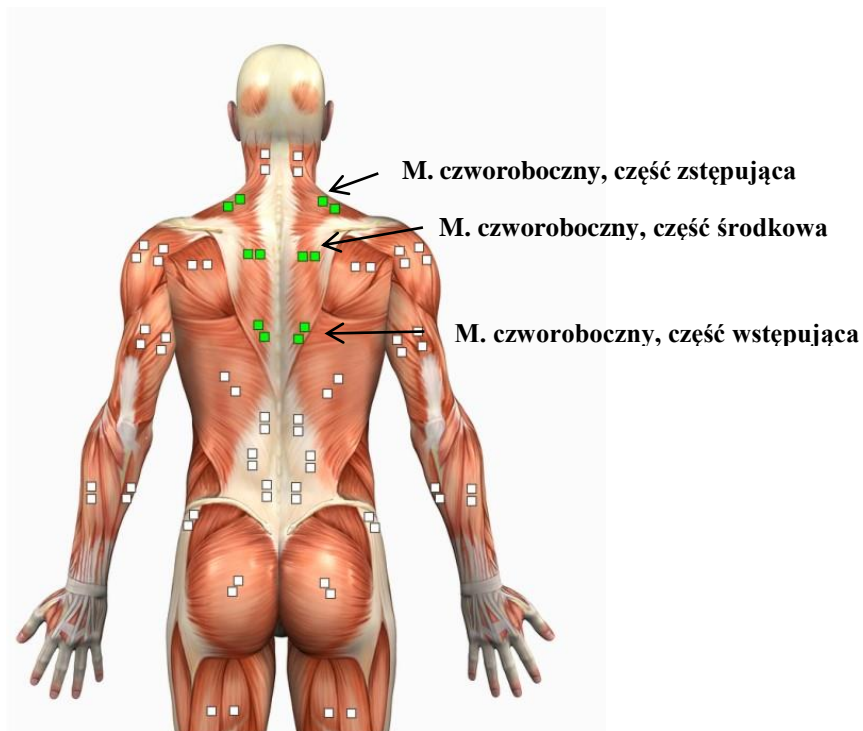
Rys.8 Miejsce przyklejenie elektrod odbiorczych na mięśniu naramiennym, w zależności od części mięśnia

Mięsień czworoboczny

Część górna - w połowie odległości pomiędzy wyrostkiem barkowym a kręgiem C7. Orientacja zgodna z kierunkiem linii pomiędzy wyrostkiem barkowym a kręgiem C7.

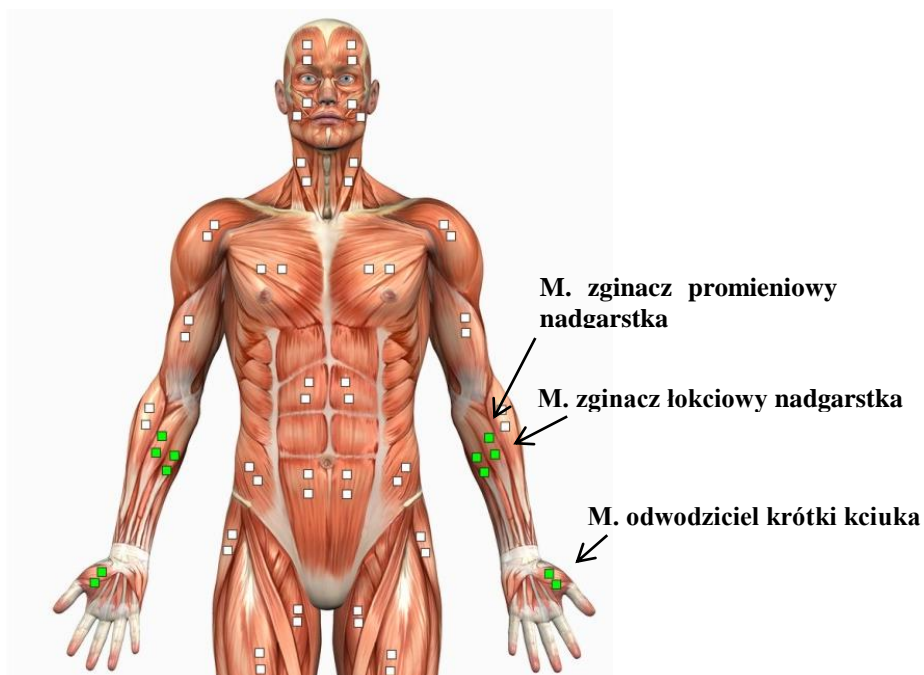
Część środkowa - w połowie odległości między medialną granicą łopatki a kręgosłupem, na wysokości kręgu T5. Orientacja zgodna z kierunkiem linii pomiędzy kręgiem T5 a wypustkiem barkowym

Część dolna - w 2/3 linii między trójkątem grzebienia a kręgiem T8. Orientacja zgodna z kierunkiem linii między kręgiem T8 a wypustkiem barkowym (Rys.9). Elektroda odniesienia na wyrostku kolczystym kręgu C7.



Rys.9. Miejsce przyklejenie elektrod odbiorczych na mięśniu czworobocznym, w zależności od jego części

Odwodziciel krótki kciuka - w 1/4 odległości od dystalnego końca pierwszej kości śródreżca. Orientacja równoległe do pierwszej kości śródreżca (Rys.10). Elektroda odniesienia na nadgarstku.



Rys.10 Miejsce przyklejenie elektrod odbiorczych na mięśniach przedramienia oraz odwodzicielu krótkim kciuka

2.3. Przygotowanie osoby badanej

Po wyborze odpowiednich mięśni a przed przystąpieniem do pomiarów, osoba badana musi zostać do tego odpowiednio przygotowana. Niezwykle istotnym etapem w pomiarach sygnałów biologicznych jest odpowiednie przygotowanie skóry do której przyklejane będą elektrody, gdyż takie czynniki jak martwy naskórek czy owłosienie a także środki higieny osobistej zwiększają impedancje na styku elektroda skóra a w konsekwencji czego zarejestrowany sygnał jest mocno zaszumiony. Na właściwe przygotowanie skóry składa się:

- usunięcie owłosienia, lepsze przyleganie elektrod podczas pomiarów w czasie pracy, w warunkach dynamicznych
- usunięcie martwego naskórka, zastosowanie kremów ścierających bądź delikatnego papieru ściernego, zmniejszenie impedancji
- odtłuszczenie skóry czystym alkoholem, poprawa przewodności skóry.

Dokładnie oczyszczona i odtłuszczona skóra powinna być lekko zaczerwieniona. Podczas rejestracji sygnału wartość impedancji nie powinna być większa niż, 50 kOhm.

3. PROTOKÓŁ POMIAROWY

3.1. Pomiar maksymalnego napięcia mięśniowego

W badaniach elektromiograficznych niezbędnym jest wyznaczenie sygnału odniesienia, z którym porównywane są wartości sygnałów rejestrowanych w testach właściwych. Takim sygnałem odniesienia jest sygnał pochodzący z testu maksymalnego napięcia mięśniowego. Dla każdego z mięśni test wykonywany jest w innej pozycji, tak aby zapewnić możliwość rozwinięcia maksymalnej możliwej siły. Poniżej opisano pozycje pomiarowe najczęściej spotykane w literaturze.

Mięsień dwugłowy ramienia – osoba badana znajduje się w pozycji stojącej. Kąt zgięcia stawu ramiennego i stawu łokciowego aktywowanej kończyny wynosił 90° . Ramię podparte jest swobodnie na półce. Podczas maksymalnej aktywacji siłę wywiera się w kierunku odpowiadającym zginaniu stawu łokciowego. Rys. 11b

Mięsień trójgłowy ramienia – pozycja pomiarowa zgodna z pozycją do aktywacji mięśnia dwugłowego ramienia, natomiast podczas aktywacji mięśnia badany wywiera siłę w kierunku odpowiadającym prostowaniu stawu łokciowego Rys. 11a

Mięsień czworoboczny – badany wywiera siłę w kierunku odpowiadającym unoszeniu ręki przymocowanych do podłoża, za pomocą łańcuchów. Siła utrzymywana jest poprzez ramiona, bez zginania stawów łokciowych. Rys 11c

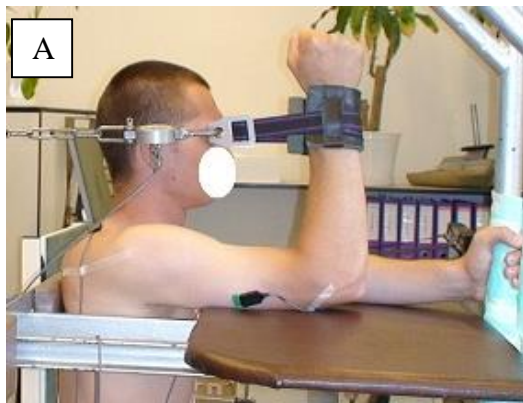
Odwodziciel krótki kciuka – badany odwodzi kciuk w kierunku podłoża. Przedramię ugięte pod kątem prostym do tułowia i zrotowane do wewnątrz, tak aby część dłoniowa była zwrócona równoległe do podłogi, ręka otwarta, palce rozluźnione. Rys.11e

Zginacz promieniowy nadgarstka –. badany wykonuje test siły chwytu ręki z zastosowaniem dynamometru ręcznego. Ramię luźno opada wzdłuż tułowia. Rys.11d

Mięsień naramienny, część przednia –. badany w pozycji siedzącej jest unieruchomiony, w ten sposób aby zapobiec ruchom tułowia, barków i ramion. Zgięcie w stawie łokciowym 90 stopni, pasy unieruchamiające ramiona nad zgięciem stawu łokciowego. Badany wywiera siłę na taśmy, tak jakby chciał unieść ramiona w przód.

Mięsień naramienny, część środkowa –. badany w pozycji siedzącej jest unieruchomiony, w ten sposób aby zapobiec ruchom tułowia, barków i ramion. Zgięcie w stawie łokciowym 90 stopni, pasy unieruchamiające ramiona nad zgięciem stawu łokciowego, ramiona przylegają do tułowia. Badany wywiera siłę na taśmy, tak jakby chciał unieść ramiona w bok, odwieźć od tułowia.

Mięsień naramienny, część tylna –. pozycja jak wyżej, jedynie siła wywierana na taśmy zwrócona jest w tył, tak jakby badany chciał przenieść ramiona za linię pleców.



Rys.11. Pozycje i stanowiska pomiarowe do rejestracji maksymalnego napięcia mięśniowego MVC podczas testów izometrycznych. A) badanie mięśnia trójgłowego ramienia, B) dwugłowego ramienia, C) czworobocznego, część górna, D) mięśnie przedramion, E) odwodziciel krótki kciuka

3.2. Rejestracja sygnału EMG na stanowisku pracy

3.2.1. Czynniki wpływające na jakość rejestrowanego sygnału

Sygnał EMG rejestruje się w paśmie częstotliwości od ok. 10 do nawet 1000 Hz, przy czym największa energia sygnału znajduje się w przedziale 20-150Hz. Amplituda oscyluje w zakresie od kilku μV do kilkuset mV. Wartości na poziomie mikrowoltów rejestruje się w stanie spoczynku, natomiast podczas maksymalnego napięcia mięśniowego amplituda osiąga wartości kilkudziesięciu mili woltów i ma to miejsce zazwyczaj tylko w przypadku dobrze wytrenowanych zawodników sportów siłowych. W związku z tym wiele czynników zewnętrznych wpływa na jakość rejestrowanego sygnału. Pojawiający się szum mocno ogranicza interpretację i wymusza stosowanie filtrów oraz wzmacniaczy sygnałowych.

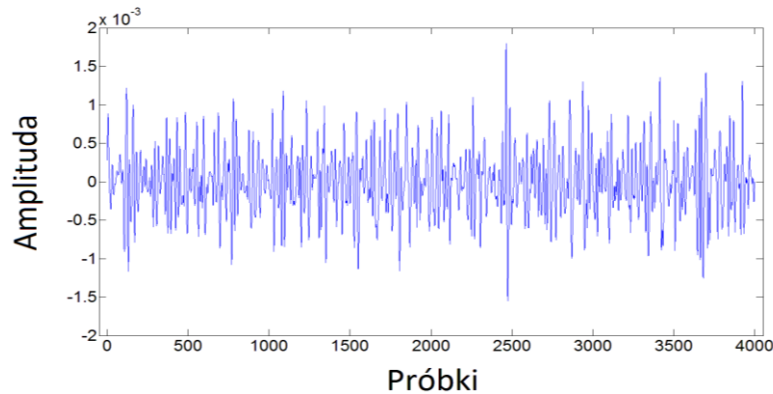
Wyróżnia się trzy kategorie czynników wpływających na jakość sygnału EMG

Pierwszą jest kategoria czynników bezpośrednich. Wyróżnia się czynniki zewnętrzne ściśle związane z budową i położeniem elektrod pomiarowych; powierzchnią czynną elektrod, ich kształtem oraz orientacją powierzchni odczytującej w odniesieniu do kierunku przebiegania włókien mięśniowych. Czynniki wewnętrzne związane są z występowaniem wielu aktywnych jednostek motorycznych, różnych typów ułożenia włókien, przepływem krwi, średnicą włókien, głębokością i położeniem aktywnych włókien oraz ilością tkanki między powierzchnią mięśnia a elektrodą. Grupa czynników fizjologicznych oraz anatomicznych odgrywa przy pomiarach EMG znaczącą rolę, natomiast trudno jest je wyeliminować.

Kategoria czynników pośrednich to fizyczne i fizjologiczne zjawiska, na które wpływ mają jeden bądź więcej czynników bezpośrednich. Do tych czynników zaliczyć można m.in. wykazywanie przez elektrodę i jej obszar detekcji cech filtrów pasmowych, występowanie superpozycji potencjałów czynnościowych w odczytywanym sygnale EMG czy występowanie przesłuchu od sąsiednich mięśni. Ostatnią kategorią są czynniki deterministyczne, na które wpływ mają czynniki pośrednie. Zależą między innymi od ilości aktywnych jednostek motorycznych oraz częstotliwości występowania impulsów motorycznych.

Ponadto szum generuje sprzęt elektryczny używany do rejestracji sygnałów, które jest niemalże niemożliwy do eliminacji, należy go możliwie mocno zredukować poprzez stosowanie wysokiej jakości komponentów elektronicznych. Należy również zwrócić uwagę na szum otoczenia, którego źródłem jest promieniowanie elektromagnetyczne i o ile to możliwe wykonywać badania z dala od źródeł tego promieniowania.

Rys.12 przedstawia surowy, nieprzetworzony sygnał EMG zarejestrowany za pomocą elektrod z powierzchni skóry



Rys.12 Surowy, nieprzetworzony sygnał EMG

3.2.2. Aparatura pomiarowa

W badaniach elektromiograficznych do rejestracji sygnału pochodzącego z mięśni najczęściej stosuje się elektrody powierzchniowe, proste w zastosowaniu jednak ich skuteczność ogranicza się tylko do badań mięśni położonych płytko pod skórą. W przypadku mięśni położonych głębiej, przykrytych innymi włóknami, stosuje się elektrody igłowe, wkłuwane bezpośrednio w badany mięsień.

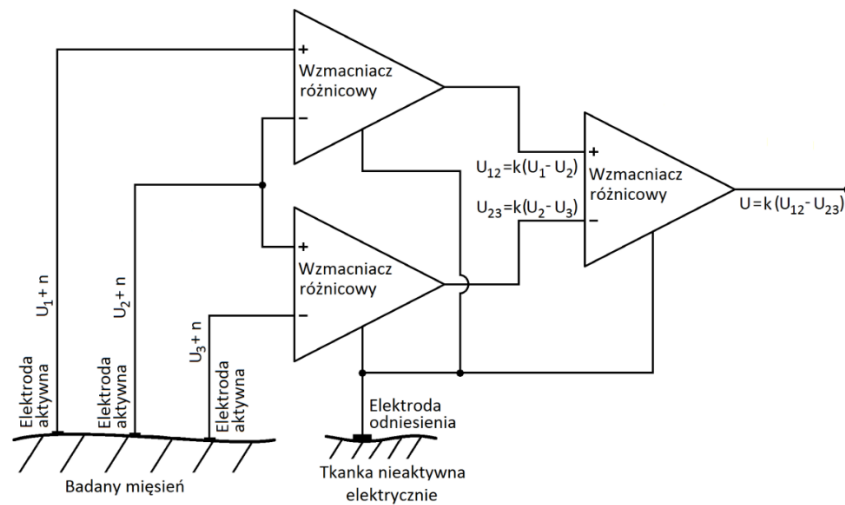
W badaniach naukowych najczęściej stosowane są jednak elektrody powierzchniowe głównie ze względu na swój nieinwazyjny charakter. Podczas detekcji sygnału stosuje się dwie elektrody czynne rejestrujące różnice potencjałów oraz elektrodę referencyjną będącą punktem odniesienia. Standardowym rozwiązaniem technicznym pozwalającym jednocześnie wzmacnić wartości odbieranych napięć bioelektrycznych i eliminację zakłóceń mocno zaszumiających sygnał jest stosowanie dwóch elektrod pomiarowych w układzie wzmacniacza różnicowego. Rys.13 przedstawia elektrodę podwójnie różnicową.



Rys.13. Czujnik podwójnie różnicowy z wbudowanymi trzema elektrodami czynnymi

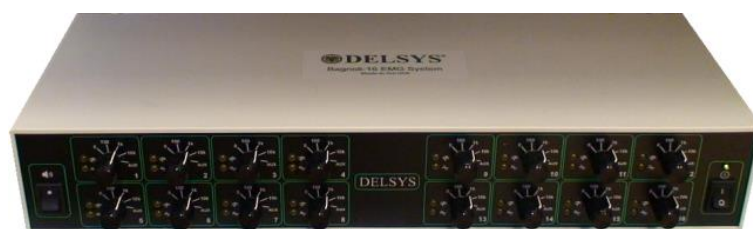
Elektrody czynne wbudowane w jeden czujnik są dodatkowo wyposażone w wzmacniacz różnicowy. Dzięki takiemu rozwiązaniu uzyskuje się stałą odległość między elektrodami

czynnymi, a zastosowany wzmacniacz pełni rolę przedwzmacniacza minimalizującego wpływ zakłóceń (Rys.14).



Rys.14. Schemat ideowy wykorzystywanego czujnika podwójnie różnicowego. U_1 , U_2 , U_3 – napięcia rejestrowane z trzech punktów na mięśniu, n – zakłócenia, k – wzmacnienie wzmacniaczy

Do rejestracji sygnału EMG można wykorzystać aparat *Bagnoli-16 PDsEMG* wraz z oprogramowaniem *EMG Works 4.0.5* firmy Delsys (USA), które umożliwi obserwację i rejestrację nieprzetworzonego sygnału EMG. Częstotliwość próbkowania sygnału EMG wynosi 4 kHz. Pasmo przenoszenia aparatu *Bagnoli-16 PDsEMG* zawiera się w przedziale 20-450 Hz. Aparat *Bagnoli-16 PDsEMG* przedstawia Rys.15



Rys.15. Aparat *Bagnoli-16 PDsEMG*

Zaletą aparatu jest wysoka częstotliwość próbkowania, natomiast w przypadku badań w rzeczywistych warunkach pracy, elektrody kablowe stosowane w powyższym rozwiązaniu mogą okazać się bardzo kłopotliwe, w sytuacji takiej pomocnym staje się system bezprzewodowy taki jak system TeleMyo DTS firmy Noraxon wraz z oprogramowaniem MyoResearch XP Master Edition 1.08.17. System składa się z elektrod EMG podłączonych do przedwzmacniaczy z wbudowanym nadajnikiem sygnału, których zadaniem jest rejestracja i

przesył sygnału do nadajnika zbiorczego, który umożliwia dostarczenie danych bezpośrednio do komputera wyposażonego w odbiornik sygnału z oprogramowaniem MyoResearch XP. Rysunek 16 przedstawia nadajnik zbiorczy oraz przewzmacniacz wraz z elektrodami pomiarowymi.



Rys.16. System Noraxon TeleMyo™ 2400T (DTS) wraz z jednym czujnikiem i podłączonymi elektrodami odbiorczymi

Sygnał zebrany z każdego badanego mięśnia wzmacniany jest w przedwzmacniaczu i przesyłany drogą radiową do nadajnika zbiorczego. Zebrany sygnał ze wszystkich badanych mięśni przesyłany jest następnie poprzez nadajnik zbiorczy do komputera i rejestrowany z zastosowaniem oprogramowania MyoResearch XP. System umożliwił jednoczesną rejestrację sygnału z 14 kanałów z częstotliwością próbkowania 1500 Hz.

4. Analiza sygnału. Zastosowanie sygnału EMG do oceny obciążenia i zmęczenia

Nieprzetworzony, surowy sygnał EMG niesie ze sobą tylko informację jakościową, na podstawie której można jedynie stwierdzić, czy mięsień jest aktywny i generuje siłę. W celu uzyskania informacji ilościowej należy dokonać analizy matematycznej sygnału pozwalającej wyodrębnić parametry charakteryzujące zmiany zachodzące w mięśniach. Obecnie powszechnie dokonuje się analizy sygnału EMG w dziedzinie czasu lub częstotliwości. Do oceny zmęczenia stosowane są wskaźniki wyznaczane na podstawie transformaty Fouriera oraz transformaty falkowej sygnału EMG.

4.1. Analiza sygnału EMG w dziedzinie czasu

Nieprzetworzony sygnał elektromiograficzny jest sygnałem zmiennym o stochastycznym charakterze. Analiza sygnału w dziedzinie czasu przeprowadzana jest na podstawie surowego przebiegu lub po wstępnej obróbce obejmującej prostowanie i wyznaczanie obwiedni sygnału. Wyznaczanie odpowiednich parametrów w dziedzinie czasu odbywa się dla konkretnie wybranych fragmentów czasowych, co powoduje, że niektóre wielkości są bezpośrednio zależne od czasu trwania odcinka wybranego do analizy. Jest tak w przypadku parametru reprezentującego energię sygnału, który wyznaczany jest jako pole pod krzywą. Zaś istotnym wskaźnikiem aktywności mięśni jest amplituda sygnału EMG. Analizę amplitudy przeprowadza się w oparciu o takie parametry jak, RMS *Root Mean Square* wartość amplitudy średniokwadratowej (wzór 1) oraz ARV *Average rectified value* średnia napięcia wyprostowanego (wzór 2), które są jednocześnie mniej czułe na różnice czasów trwania wybranych interwałów czasowych. Dodatkowo wyznacza się także ZC *Zero Crossing*, czyli liczbę przejść sygnału EMG przez zero w jednostce czasu.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n X_i^2}{n}}, \quad (1)$$

$$ARV = \frac{\sum_{i=1}^n |X_i|}{n}, \quad (2)$$

gdzie:

n – liczba próbek podlegających analizie,

X_i – wartość i -tej próbki.

4.2. Analiza sygnału EMG z zastosowaniem transformaty Fouriera

W ocenie zmęczenia mięśniowego stosuje się głównie metody analizy czasowo-częstotliwościowej. Szeroko stosowana w analizie sygnałów jest transformata Fouriera, która dokonuje dekompozycji sygnału na składowe sinusoidalne o różnych częstotliwościach (wzór 3)

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (3)$$

gdzie, $F(\omega)$ jest widmem częstotliwościowym zaś $f(t)$ badaną realizacją czasową. W wyniku transformacji sygnał przechodzi z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości, jednocześnie informacja czasowa zostaje pominięta. Jest to poważna wada w przypadku niestacjonarnego

sygnału EMG, ponieważ informacja o chwili zajścia i czasie trwania danego zjawiska jest tracona. Klasyczna definicja transformaty Fouriera sprawdza się wyłącznie w przypadku sygnałów periodycznych, regularnych i stacjonarnych. Dlatego do analizy sygnałów biologicznych wykorzystuje się krótkookresową transformatę Fouriera (*Short-Time Fourier Transform - STFT*). Sygnał EMG nie jest stacjonarny, dlatego przyjmuje się pewne uproszczenia o stacjonarności w krótkich fragmentach czasowych. Transformata przesuwając, wzdłuż sygnału, okno czasowe $w(t)$ dzielące sygnał na małe kawałki, które można uznać za stacjonarne i poddać działaniu szybkiej transformaty Fouriera FFT (*Fast Fourier Transform*) (wzór 4)

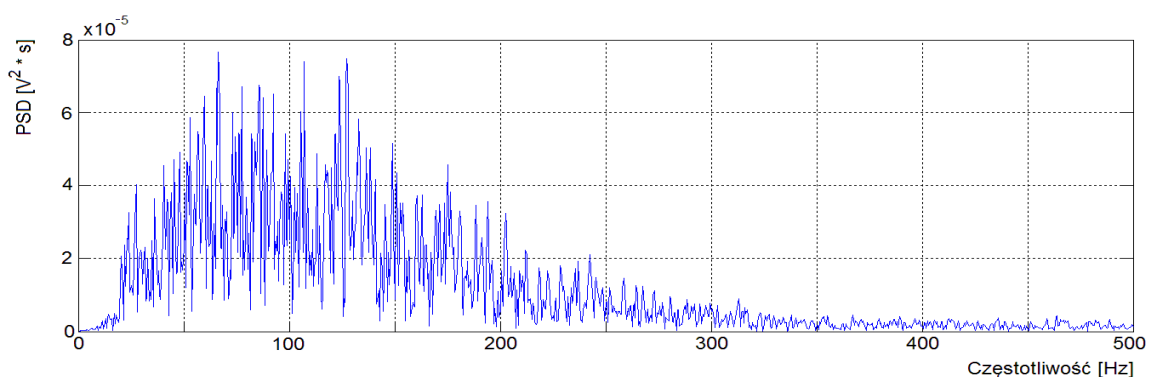
$$F(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} [f(t)w(t - \tau)] e^{-j\omega\tau} dt. \quad (4)$$

Transformata jest podstawą przy wyznaczeniu gęstości widmowej mocy *Power Spectral Density* PSD, będąca kwadratem wartości transformaty Fouriera i wyrażająca moc sygnału w funkcji częstotliwości (wzór 5)

$$S(\omega) = |F(\omega)|^2, \quad (5)$$

gdzie, $S(\omega)$ jest gęstością widmową sygnału.

Przykładowo na Rys.17 przedstawiono sygnał elektromiograficzny po przekształceniu za pomocą transformaty Fouriera.



Rys.17. Sygnał EMG po zastosowaniu transformaty Fouriera

W analizie sygnału miograficznego powszechnie stosowanymi wskaźnikami zmęczenia mięśniowego są parametry globalne gęstości widmowej mocy. Wyznacza się częstotliwość średnią MPF *mean power frequency*, odpowiadającą średniej mocy PSD oraz częstotliwość

medialną MF *median frequency*, która odpowiada wartości dzielącej spektrogram na dwie równe części. Dodatkowo wskazuje się moc szczytową stanowiącą maksymalną wartość całkowitego spektrum mocy oraz moc całkowitą będącą całką pod krzywą PSD. Jednak najważniejszymi parametrami w analizie częstotliwości jest średnia MPF i mediana MF. Ich obserwacja daje informacje dotyczące zmęczenia mięśniowego (Cifrek et al. 1999).

Algorytm krótkookresowej transformaty Fouriera jest ważnym narzędziem w analizie sygnałów, natomiast jej niewątpliwą wadą jest konieczność stosowania okna czasowego o niezmienniej szerokości, co sprawia, że dla wąskiego okna występuje dobra rozdzielczość czasowa, natomiast słaba jest rozdzielczość częstotliwościowa, a przy zmianie okna na szerokie sytuacja jest odwrotna. W każdym przypadku zmniejsza się precyzja analizy. Zjawisku temu można zapobiec stosując analizę sygnału z zastosowaniem transformaty falkowej.

4.2.1. Analiza sygnału EMG z zastosowaniem transformaty falkowej

Transformata falkowa jest jedną z podstawowych metod wykorzystywanych przy analizie sygnałów niestacjonarnych. Główną jej zaletą jest analiza częstotliwościowa z dużą precyzją w dziedzinie czasu. Transformata dokonuje dekompozycji sygnału na składowe falkowe o różnych częstotliwościach (skalach) i różnych pozycjach. Przekształcenie falkowe jest zaliczane do analiz czasowo – częstotliwościowych, zatem zamiast widma częstotliwościowego uzyskuje się widmo falkowe. Z racji, że falka zmienia swoją szerokość, nie występuje tu tak jak w przypadku STFT konieczność podejmowania wyboru między dokładnością informacji czasowej a rozdzielczością informacji częstotliwościowej. Efekt ten jest uzyskiwany przez skalowanie w dziedzinie amplitudy i czasu, ustalonej funkcji zwanej falką bazową lub falką matką *mother wavelet*. Wyróżnia się różne rodzaje falek, w zależności od charakteru sygnału poddawanego transformacji wybiera się określoną falkę bazową, ponieważ dla różnych falek uzyskuje się różne reprezentacje tego samego sygnału wybór falki jest sprawą kluczową. W przypadku analizy sygnału EMG jednymi z najczęściej stosowanych funkcji bazowych są funkcje falkowe z rodziny Daubechies (db5) oraz Morlet, z racji na ich dobre dopasowanie do sygnału elektromiograficznego oraz wysoką rozdzielczość częstotliwościową (Hostens et al. 2004, Karlsson i Gerdle 2001)

Ciągła transformata falkowa *Continous Wavelet Transform* CWT, ma postać wyrażoną zależnością (6)

$$f_{\psi}(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (6)$$

gdzie,

a – współczynnik skali

b – współczynnik przesunięcia

$f(t)$ – badany sygnał

ψ – funkcja falkowa

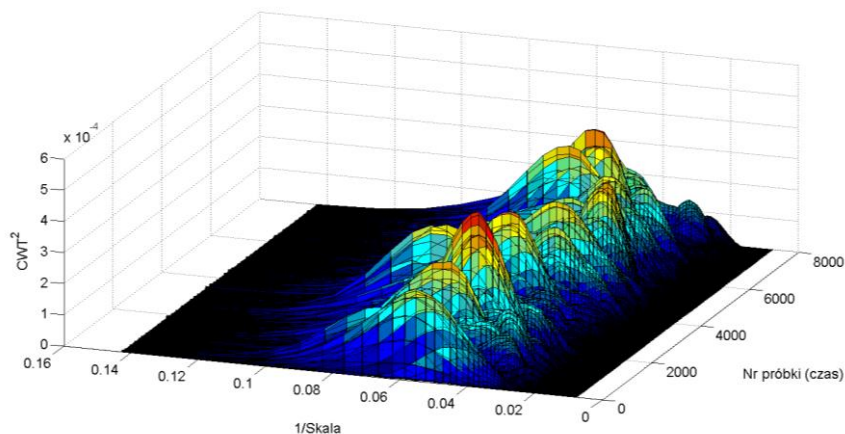
$\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ - jądro przekształcenia.

Jądrem transformaty falkowej jest falka bazowa. Z niej tworzona jest rodzina falek poprzez przesunięcie, realizowane przez parametr translacji b oraz zmianę jej skali (częstotliwości) realizowanej przez parametr skalujący a (wzór 7)

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (7)$$

Współczynniki falkowe $f_{\psi}(a, b)$ są funkcją skali a i przesunięcia b , zatem współczynnik falkowy jest miarą podobieństwa między sygnałem $f(t)$ a falką dla odpowiedniej skali i pozycji. Falka jest przesuwana wzdłuż sygnału i dla każdej jej pozycji obliczany jest współczynnik falkowy. Gdy osiąga się koniec sygnału, następuje przeskalowanie falki i powrót na początek sygnału. Procedura rozpoczyna się ponownie z zastosowaniem przeskalowanej falki.

W wyniku transformacji falkowej otrzymuje się reprezentację sygnału w przestrzeni czas-skala. Z faktu, że skala jest ściśle powiązana z częstotliwością można powiedzieć, że transformacja zachodzi w przestrzeni czas-częstotliwość. Rys.18 przedstawia skalogram, czyli typową reprezentację graficzną sygnału po transformacji falkowej.



Rys.18. Skalogram fragmentu sygnału EMG

Analiza EMG oparta na transformacie falkowej coraz częściej stosowana jest do oceny zmęczenia mięśniowego (Chowdhury i Reaz 2012, Xu et al. 2013, Kumar et al. 2004, Bartuzi i Roman-Liu 2014, Chowdhury et al. 2013, Hostens et al. 2004). Podstawowym parametrem wyznaczanym na podstawie transformacji falkowej służącym do oceny zmęczenia mięśniowego jest IMNF *instantaneous mean frequency* (Hostens et al. 2004, Knaflitz i Bonato 1999) i jest to częstotliwość średnia oblicza z zależności zapisanej wzorem (8)

$$IMNF = \frac{\int_{ls}^{hs} s \times SCAL(s) ds}{\int_{ls}^{hs} SCAL(s) ds}, \quad (8)$$

gdzie, SCAL oznacza skalogram, s oznacza skalę, ls to najniższa skala a hs stanowi górną granicę całkowania i jest to najwyższa analizowana skala.

4.3. Stosowane wskaźniki zmęczenia

Analiza zmęczenia mięśniowego opiera się, w głównej mierze, na analizie zmian zachodzących w widmie mocy sygnału EMG. Transformacja sygnału do dziedziny częstotliwości pozwala wyznaczyć parametry, świadczące o zmęczeniu mięśni wywołanym nadmiernym obciążeniem takie jak częstotliwość średnia MPF, czy częstotliwość medialna MF (Barandun i in. 2009, Bosch i in. 2009, de Luca 1997, Merletti i in. 1995, Gonzalez-Izal i in. 2010, Roman-Liu i in. 2004, Bartuzi i Roman-Liu 2007, Oliveira Ade i Goncalves 2009, Merletti i in. 1991, Esposito i in. 1998). Niestety analiza sygnału EMG rejestrowanego podczas czynności dynamicznych z zastosowaniem transformaty fouriera może nie być wystarczająco dokładna, dlatego coraz częściej wykorzystuje się parametry zmęczenia określone na podstawie transformaty falkowej sygnału EMG (Hostens i in. 2004, Kumar i in. 2003, Ismail i Asfour 1998, Chowdhury i in. 2012, Vannozzi i in. 2010, Hussain i Mamun 2012), w której możliwa jest analiza sygnałów niestacjonarnych (Klemiato 2009, Zhang et al. 2010, Reaz et al. 2006, Ismail i Asfour 1998, So i in. 2009). W pracy Xu i in. (2013) dokonano oceny przydatności stosowania dyskretnej transformacji falkowej do wykrywania zmęczenia mięśni barku podczas lekkich prac montażowych. Za wskaźniki zmęczenia przyjęto moc w pasmach 16-31 Hz i 8-16 Hz, gdyż wcześniejsze badania wykazały, że moc w przedziale 8-30 Hz wzrasta z rozwojem zmęczenia mięśniowego (Sparto i in. 2000). Wyniki wykazały słuszność przyjętej metody, od początku do końca pracy moc w wyznaczonych pasmach wzrosła. W Tabeli nr 1 zostały przedstawione najczęściej spotykane w literaturze parametry sygnału EMG służące ocenie zmęczenia w wyniku wykonywania czynności pracy.

Tab.1.Przykłady prac w których wykorzystano parametry sygnału EMG do oceny zmęczenia podczas prac powtarzalnych

Autor	Mięśnie	Wykonywane zadanie	Analiza	Parametry EMG
Nimbarte i in. (2013)	Mięśnie szyi	Ciągnięcie w górę, symulacja podnoszenia pacjenta	WT	F ₁₂₋₂₃ ↑
Bosch i in. (2007)	TR	Zadanie montażowe	WT	F ₁₀₋₅₀ ↓ F ₁₅₀₋₂₀₀ ↑
Qui i in. (2014)	AD MD TR	Montaż	DC FFT	RMS ↑ MPF ↓
Xu i in. (2013)	MD TR	Lekki montaż	WT	F ₈₋₁₆ ↓ F ₁₆₋₃₁ ↓
Lee i in. (2009)	BB FCU TR	montaż	DC FFT WT	RMS ↑ MPF ↓ IMNF ↓

BB-dwugłowy ramienia, BR - , FCU – zginacz promieniowy nadgarstka, IL - , LT - , MM - , AD – naramienny część przednia, MD – naramienny część środkowa, ES – prostownik grzbietu, TR – czworoboczny, AEMG – znormalizowana amplituda, MPF – częstotliwość średnia, MF – częstotliwość medialna, IMNF – częstotliwość środkowa, F_{a-b}- średnia moc sygnału w paśmie częstotliwości między a-b Hz, DC – analiza w dziedzinie czasu, FFT – analiza z zastosowaniem transformaty fouriera, WT – analiza falkowa

5. PODSUMOWANIE

Wykorzystanie pomiarów sygnałów elektromiograficznych, dostarcza narzędzi umożliwiających ocenę zmęczenia i obciążenia mięśniowego podczas wykonywania prac monotypowych. Zastosowanie metod przetwarzania sygnałów z użyciem transformaty falkowej umożliwia analizę sygnałów niestacjonarnych, zarejestrowanych podczas rzeczywistych czynności wykonywanych przez pracowników. Przegląd literatury światowej pokazuje, że problematyka zmęczenia mięśniowego na skutek prac powtarzalnych z zastosowaniem elektromiografii powierzchniowej była podejmowana w przeszłości (Qin i in. 2014, Bosch i in. 2011, Tat i in. 2014, Christensen i in. 2000, Jensen i in. 1993, Sandsjo i in. 2000, Christensen 1986, Roman-Liu i in. 2004, Rissen i n. 2000, Xu i in. 2013, Chowdhury i in. 2012), a liczne prace analizujące obciążenie na stanowiskach pracy z zastosowaniem wskaźników sygnału EMG potwierdzają słuszność przyjętej metody, umożliwiającej określenie stanu mięśni w sposób ilościowy przy zastosowaniu analizy sygnału biologicznego pochodzącego z mięśni, który stanowi bezpośrednią odpowiedź organizmu na obciążenie zewnętrzne. Opracowane procedury analizy zmęczenia mięśniowego podczas prac powtarzalnych z zastosowaniem transformaty falkowej umożliwią zwiększenie skuteczności oceny ryzyka powstawania schorzeń mięśniowo-szkieletowych i jednocześnie zmniejszenie zakresu ich występowania.

6. BIBLIOGRAFIA

1. Bakar A.A., Chang T.G., Chellappan K., Chowdhury R., Reaz B.I., Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques, *Sensors* 2013;13:31-66
2. Barandun M., Bowen V., Meuli-Simmen C., Valderrabano V., von Tscharnner V., Frequency and conduction velocity analysis of the abductor pollicis brevis muscle during early fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009, 19(1): 65-74
3. Bartuzi P., Roman-Liu D., Ocena obciążenia i zmęczenia układu mięśniowo-szkieletowego z zastosowaniem elektromiografii, *Bezpieczeństwo Pracy* 2007;4:7-10
4. Bonnefoy A., Gorce P., Louis N., Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: Influence of the distance, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19:269–275
5. Bosch T., de Looze M.P., Kingma I., van Dieën JH., Visser B., Electromyographical manifestations of muscle fatigue during different levels of simulated light manual assembly work, *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(4):246-56
6. Bosch T., de Looze M.P., Mathiassen S.E., van Dieën J.H., Visser B., The effect of work pace on workload, motor variability and fatigue during simulated light assembly work, *Ergonomics*, 2011;54(2):154-168
7. Bosch T, de Looze MP, van Dieën JH., Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work, *Ergonomics* 2007;50(2):161-177
8. Bradley A., Kumar D.K., Pah N.D., Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2003;11(3):400-406
9. Buchholz B., Faber G.S., Lin J.H., Qin J., Xu X., Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2014;24(3):404-411
10. Cifrek M., Medved V., Tonkovic S., Ostojic S., Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, *Clinical Biomechanics* 2009;24:327-340
11. Chen H.C., Lee C.L., Lou S.Z., Wu H.C., Effects of working height on upper extremity fatigue in repetitive tasks, Department of Industrial Engineering and Management, Chaoyang University of Technology, 168, Jifong E. Rd, Wufong, Taichung County, 41349, Taiwan 2009
12. Chowdhury R., Reaz B.I., Islam M.T., Wavelet Transform to Recognize Muscle Fatigue, Third Asian Himalayas International Conference on Internet (AH-ICI) 2012
13. Christensen H., Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work, *Eur J Appl Physiol* 1986;54:596-601
14. Christensen H., Pilegaard M., Sogaard K., The importance of the work/rest pattern as a risk factor in repetitive monotonous work, *International Journal of Industrial Ergonomics* 2000;25:367-373

15. Conforto S., D'Alessio T., Vannozzi G., Automatic detection of surface EMG activation timing Using a wavelet transform based method, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:767-772
16. De Luca C.J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13:135-163
17. Escorpizo R., Moore A., The effects of cycle time on the physical demands of a repetitive pick-and-place task, *Appl. Ergon* 2007a;38:609-615
18. Escorpizo R., Moore A., Quantifying precision and speed effects on muscle loading and rest in occupational material transfer task *Int. J. Ind. Ergon* 2007b;37:13-20
19. Finneran A., O'Sullivan L., Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy, *International Journal of Industrial Ergonomics* 2013;43(1):91-99
20. Garcia M.A., Vieira T.M., Surface electromyography: Why, When and how to use it, *Medicine del Deporte* 2011;4(1):17-28
21. González-Izal M., Gorostiaga E.M., Izquierdo M., Malanda A., Mallor-Giménez F., Navarro-Amézqueta I., Rodríguez-Carreño I., sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20(6):1097-1106
22. Gerdle B., Karlsson S, Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11:131-40
23. Gonçalves M., Oliveira Ade S., EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):295-303
24. Gooyers C.E., Stevenson J.M., The impact of an increase in work rate on task demands for a simulated industrial hand tool assembly task, *International Journal of Industrial Ergonomics* 2012;42(1):80-89
25. Han R.P.S., Wang Y., Zhang X., Wavelet Transform Theory and its Application in EMG Signal Processing, *Seventh International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery* 2010
26. Hodder J.N., Potvin J.R., Sonne M.W., Wells R., Force time-history affects fatigue accumulation during repetitive handgrip tasks, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2015;25(1):130-135
27. Hostens I., Seghers J., Spaepen A., Ramon H., Validation of the wavelet spectra estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions, *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14: 205-215
28. Hussain M.S., Mohd-Yasin F., Reaz M.B.I., Techniques of EMG Signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biol. Proce. Online* 2006;8(1):11-35

29. Jensen B.R., Schibye B., Simonsen E.B., Sjogaard G., Sogaard K., Shoulder muscle load and muscle fatigue among industrial sewing-machine operators, *Eur J Appl Physiol* 1993;67:467-475
30. Karlsson S, Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque — a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2001; 11(2): 131–40
31. Klemieto M., Detekcje zmian w szeregach czasowych za pomocą transformaty falkowej, *Pomiary Automatyka Robotyka* 2009;12:6-9
32. Kumar D.K., Pah N.D., Bradley A., Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2003;11(3):400-406
33. Kothiyal K., Kayis B., Workplace layout for seated manual handling tasks: an electromyography study, *International Journal of Industrial Ergonomics* 2001;27:19–32
34. Lee C.L., Liao H.Y., Lu S.Y., Sung P.C., Working height and parts bin position effects on upper limb muscular strain for repetitive hand transfer, *International Journal of Industrial Ergonomics* 2015;50:178-185
35. Larivière C, Gagnon D, Gravel D, Bertrand Arsenault A The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I – Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Dec;18(6):1006-19
36. Lin J.H., Qin J., Xu X., Discrete wavelet transforms can detect shoulder muscle fatigue during light-duty assembly tasks, 37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha, NE
37. Lo Conte L.R., Merletti R., Advances in processing of surface myoelectric signals: Part I, *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 1995;33:362-372
38. Mathiassen S.E., (1993). The influence of exercise/rest schedule on the physiological and psychophysical response to isometric shoulder-neck exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 67:528-539
39. Mathiassen, S. E., Winkel, J., (1991). Quantifying variation in physical load using exposure-vs time data, *Ergonomics*, vol.12, 1455-1468.
40. Melin B., Rissen D., Sandsjö L., Trapezius muscle activity, Neck and shoulder pain, and subjective experiences during monotonous work in women, *Eur J Appl Physiol* 2000;83:235-238
41. Nishio M., Soo T., Sugi M., Yokoi H., Evaluation of frequency band technique in estimating muscle fatigue during dynamic contraction task, *IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2009: 4206-4211
42. Reaz M.B.I., Hussain M.S., Mohd-Yasin F., Techniques of EMG Signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biol. Proc. Online* 2009;8(1):11-3

43. Roman-Liu D., Tokarski T., The analysis of maximum forces of five upper limb activities, *Biology of Sport* 2004;21(4):369-378
44. Silva RA, Larivière C, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A. The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2008 Apr-May; Vol. 48 (3-4), pp. 147-62
45. So T., Nishio M., Sugi M., Yokoi H., Evaluation of frequency band technique in estimating muscle fatigue during dynamic contraction task, *IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2009: 4206-4211
46. Subasi A., Kiyimik M.K., Muscle Fatigue Detection in EMG Using Time-Frequency Methods, ICA and Neural Networks, *Journal of Medical Systems* 2010;34(4):777-785
47. Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture*. 2008 Aug;28(2):179-86
48. Vannozzi G., Conforto S., D'Alessio T., Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:767-772
49. Zhang X., Wang Y., Han R.P.S., Wavelet Transform Theory and its Application in EMG Signal Processing, *Seventh International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery* 2010