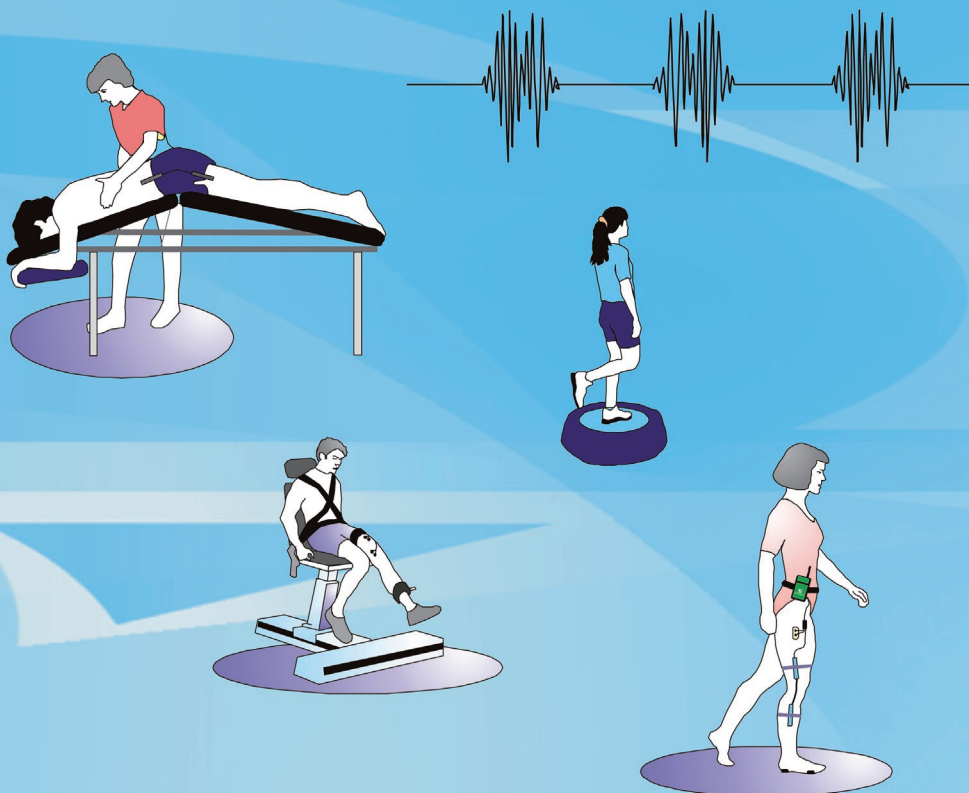


ABC EMG

Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej

Peter Konrad



Powered by:

 **Noraxon INC. USA.**

Wszelkie prawa zastrzeżone, szczególnie prawo do przedruku i tłumaczenia na inne języki.
Żadna z części tej książki nie może być w jakiegokolwiek formie publikowana bez uprzedniej pisemnej zgody Wydawnictwa.
Dotyczy to również sporządzania fotokopii, mikrofilmów oraz przenoszenia danych do systemów komputerowych.

© Copyright by Technomex Spółka z o.o., Gliwice 2007

ISBN 83-920818-1-1 lub 83-920818-6-2

Wydawca:
TECHNOMEX Spółka z o.o.
ul. Knurowska 45A
44-100 Gliwice
tel.: +48 32 401 0350, +48 32 238 8360, +48 32 238 2793, +48 32 231 6660
fax: +48 32 231 6660
e-mail: biuro@technomex.com.pl
www.technomex.com.pl

Opracowanie graficzne, projekt okładki: Noraxon
Przygotowanie do druku, druk i oprawa: Adatto

Spis treści:

POWSTAWIANIE I REJESTRACJA SYGNAŁU

WSTĘP I DEFINICJA	4
ZASTOSOWANIE I KORZYŚCI PŁYNAĆCE Z EMG	5
POWSTAWIANIE SYGNAŁU EMG 1	6
POWSTAWIANIE SYGNAŁU EMG 2	7
ROZPRZESTRZENIANIE SIĘ SYGNAŁU I JEGO WYKRYWANIE	8
SKŁADOWE SYGNAŁU EMG	9
NATURA SYGNAŁU EMG	10
WPŁYW WARUNKÓW REJESTRACJI	11
WZMOCNIENIE EMG	13
OBLICZANIE SYGNAŁU EMG	14
PRZYGOTOWANIE SKÓRY	15
WYBÓR ELEKTROD POWIERZCHNIOWYCH	16
ELEKTRODY CIENKOIGŁOWE	17
PRZEWODNIK PO ZASTOSOWANIU ELEKTROD	18
ZAGADNIENIA SZCZEGÓLNE DOTYCZĄCE STOSOWANIA ELEKTROD	19
MAPA MIĘŚNI WIDOK CZOŁOWY	20
MAPA MIĘŚNI WIDOK GRZBIETOWY	21
PROCEDURY SPRAWDZANIA SYGNAŁU	22
PROCEDURY SPRAWDZANIA SYGNAŁU	23
PROCEDURY SPRAWDZANIA SYGNAŁU	24
ARTEFAKTY EMG	25
PRZYGOTOWANIE EMG – LISTA CZYNNOSCI	26

OBRÓBKA SYGNAŁU

OBRÓBKA SYGNAŁU – OCZYSZCZANIE	27
OBRÓBKA SYGNAŁU – WYGŁADZANIE	28
OBRÓBKA SYGNAŁU – FILTROWANIE CYFROWE	29
OBRÓBKA SYGNAŁU – NORMALIZACJA AMPLITUDE	30
OBRÓBKA SYGNAŁU – REDUKCJA EKG	37
NORMALIZACJA CZASU DLA CYKLÓW POWTÓRZEŃ	38
UŚREDNIONE EMG / ŚREDNIE ZESPOLONE	40
PARAMETRY AMPLITUDE EMG	42
PARAMETRY CZĘSTOTLIWOŚCI EMG	40
PARAMETRY ZWIĄZANE Z CZASEM	44
KONCEPCJE PROGÓW DLA DEFINICJI PODOKRESÓW	45
ZALEŻNOŚĆ EMG-SIŁA	46

ANALIZA EMG

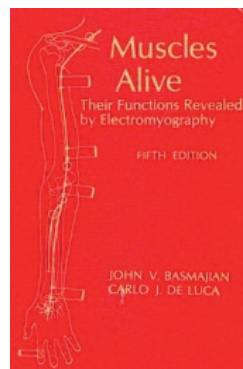
EMG JAKO METODA BIOMECHANICZNA	47
ANALIZA EMG –ZARYS OGÓLNY	48
ANALIZA EMG ANALYSIS: WŁĄCZANIE/WYŁĄCZANIE (ON/OFF)?	49
ANALIZA EMG: WIĘCEJ/MNIEJ?	50
ANALIZA EMG: ZACHOWANIE SIĘ MIĘŚNI W CZASIE?	51
ANALIZA EMG: JAKA JEST AKTYWNOŚĆ MIĘŚNIA?	52
ANALIZA EMG: JAK BARDZO MIĘŚNIE SIĘ MĘCZY?	53
ANALIZA EMG: KOORDYNACJA RUCHOWA	54
PROJEKTOWANIE TESTÓW EMG: POTRZEBA STANDARYZACJI	55
ZALECENIA DOTYCZĄCE STANDARYZACJI TESTU	56
EMG WYWOŁYWANE RUCHEM	58
DEFINICJA ODCINKA CZASOWEGO DO ANALIZY	59
ANALIZA PORÓWNAWCZA	60
ZALECANE PODRĘCZNIKI EMG	61
ZALECENIA, TOWARZYSTWA I LINKI ZWIĄZANE Z EMG	62

W jaki sposób korzystać z niniejszej broszury

Pierwsza wersja „ABC EMG” stanowi krótką instrukcję szkoleniową zawierającą wybrane poglądy naukowe jak również zasady ogólne oraz omówienie techniki eksperymentalnej. Broszura ta nie zastępuje podstawowej literatury dotyczącej EMG (patrz rozdział „Zalecane podręczniki EMG”, które również cytowano w niniejszej pracy), zwłaszcza w odniesieniu do rozwiązywania bardziej skomplikowanych problemów.

Głównym celem niniejszej publikacji jest ułatwienie pierwszych kroków w zastosowaniu EMG jako urządzenia do pracy naukowej i oceny pacjenta. Staraliśmy się przedstawić zarys oraz podsumowanie wiedzy niezbędnej do zastosowania oraz prawidłowego ustawienia istotnych parametrów EMG, koncentrując się na problemach praktycznych i ich rozwiązaniach.

Zalecamy zapoznanie się z publikacjami naukowymi oraz podręcznikami omawiającymi poszczególne zagadnienia. W niewielkiej objętościowo broszurze nie jest możliwe bowiem zawarcie różnorodnych opinii, poglądów i strategii dotyczących zastosowania naukowego EMG.



Ryc. 1: Podstawowy podręcznik EMG. Basmajian & DeLuca: *Muscles Alive* (poz.2)

Definicja EMG

„Elektromiografia (EMG) jest techniką eksperymentalną związaną z uzyskiwaniem, nagrywaniem i analizą sygnałów mioelektrycznych. Sygnały mioelektryczne powstają w skutek zmian fizjologicznych w stanie błon komórkowych włókien mięśniowych (2).

Elektromiografia...



„..jest to badanie funkcjonowania mięśnia poprzez badanie sygnałów elektrycznych przez niego produkowanych”

Ryc. 2: Basmajian & DeLuca: Definicja *Muscles Alive* (poz.2 - str. 1)

W odróżnieniu do klasycznego, neurologicznego EMG, w którym bada się sztuczną odpowiedź mięśnia na zewnętrzną stymulację elektryczną w warunkach statycznych, kinezyjologiczne EMG można opisać jako badanie aktywności nerwowo-mięśniowej w czasie zadań postawy, ruchów funkcjonalnych, pracy oraz leczenia/treningu.

Zastosowanie i korzyści płynące z EMG

Różnorodność zastosowań EMG

Oprócz podstawowych badań fizjologicznych i biomechanicznych, kinezylogiczne EMG stanowi narzędzie oceny w badaniach naukowych z zakresu fizykoterapii/rehabilitacji, sportu, treningu oraz interakcji ciała ludzkiego z produktami przemysłowymi i warunkami pracy:

Badania Medyczne

- Ortopedia
- Chirurgia
- Neurologia funkcjonalna
- Analiza chodu i postawy

Rehabilitacja

- Pourazowa
- Neurologiczna
- Fizykoterapia
- Aktywna terapia treningowa

Ergonomia

- Analiza na żądanie
- Prewencja ryzyka
- Projektowanie ergonomiczne
- Certyfikacja produktów

Nauka o sporcie

- Biomechanika
- Analiza ruchu
- Trening sportowy
- Rehabilitacja sportowa



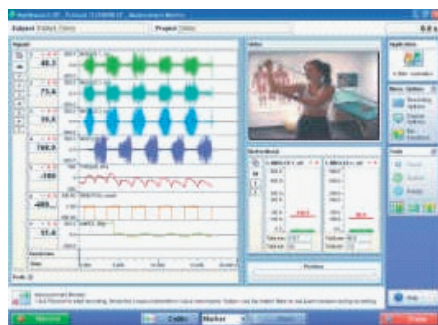
Ryc. 3: Zastosowanie kinezylogicznego EMG

Typowe korzyści ze stosowania EMG

Zastosowanie EMG należy rozpocząć od odpowiedzi na podstawowe pytanie „Co robią mięśnie?”

Typowe korzyści to:

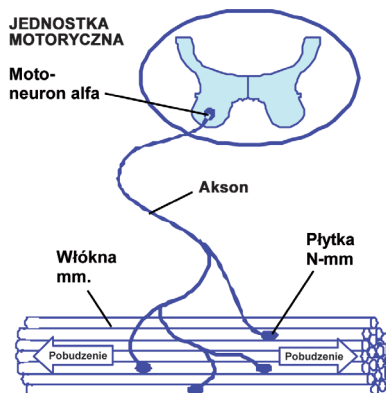
- EMG umożliwia bezpośredni wgląd w pracę mięśnia
- Ułatwia pomiar czynności mięśnia
- Pomaga w podjęciu decyzji przed/po zabiegu operacyjnym
- Dokumentacja leczenia i treningu
- Pomaga pacjentom poczuć własne mięśnie i je trenować
- Pomaga analitykom analizować i doskonalić trening sportowy
- Bada czynność mięśni w badaniach ergonomicznych



Ryc. 4: Bezpośredni wgląd w funkcje ciała/mięśni: EMG zsynchronizowane z wideo i innymi czujnikami ruchu. Okno z programu MyoResearch XPTM - NORAXON INC. USA

Jednostka motoryczna

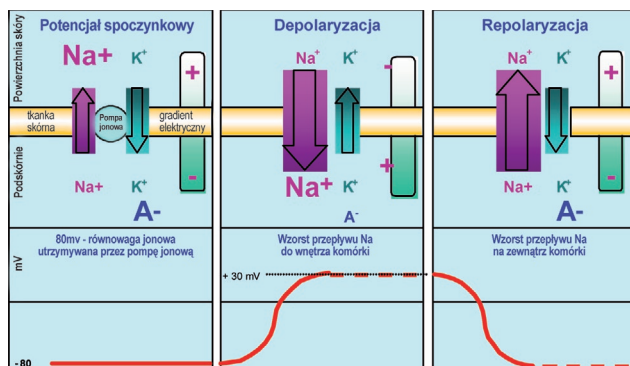
Najmniejszą jednostką kontroli nerwowej nad skurczem mięśni jest **jednostka motoryczna** (Ryc. 5). Jest to ...” ciało komórki oraz wypustki neuronu ruchowego, rozgałęzienia aksonu i włókna mięśniowe przez nie unerwiane”..... (5, str. 151). Określenie jednostka podkreśla fakt jednoczesnej czynności wszystkich włókien mięśniowych należących do danej jednostki motorycznej i posiadających to samo unerwienie.



Ryc.5: Jednostka motoryczna. Zaadoptowane i zmodyfikowane z poz. 2 str. 7

Pobudliwość błon mięśniowych

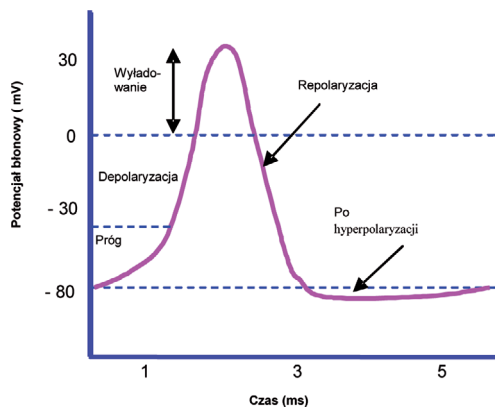
„Pobudliwość włókien mięśniowych stanowi bardzo istotne zagadnienie dla fizjologii mięśni. Zjawisko to można wytłumaczyć na modelu **blony półprzepuszczalnej**, badając właściwości elektryczne sarkolemy. Równowaga jonowa pomiędzy przestrzenią zewnątrz- i wewnątrzkomórkową w komórce mięśniowej tworzy **potencjał spoczynkowy** błony włókna mięśniowego (wynoszący około -80 do -90 mV). Różnica potencjałów utrzymywana jest dzięki procesom fizjologicznym (**pompa jonowa**) i powoduje ujemny ładunek wnętrza komórki w odniesieniu do jej powierzchni. Pobudzenie komórki rogu przedniego rdzenia kręgowego (spowodowane przez ośrodkowy układ nerwowy lub odruchowe) powoduje przewodzenie pobudzenia wzdłuż ruchowego włókna nerwowego. Po uwolnieniu substancji przekaźnikowych na płytce motorycznej, na włóknie mięśniowym unerwianym przez daną jednostkę motoryczną pojawia się potencjał płytkowy. Dyfuzja charakterystyczna dla błony włókna mięśniowego jest szybko modyfikowana przez napływ jonów Na^+ do wnętrza komórki. Powoduje to **depolaryzację** błony komórkowej, która bardzo szybko znika dzięki wstecznej wymianie jonów w mechanizmie aktywnej pompy jonowej, w procesie **repolaryzacji**:



Ryc.6: Schematyczne przedstawienie cyklu depolaryzacji/repolaryzacji w błonach pobudliwych

Potencjał czynnościowy

Po przekroczeniu pewnego progu przez napływające do wnętrza komórki jony Na^+ na błonie pojawia się szybko zmieniający swoje wartości od -80 mV do $+30 \text{ mV}$ **potencjał czynnościowy** (Ryc. 7). Jest to jednobiegunowe wyładowanie elektryczne, które jest natychmiastowo równoważone w fazie repolaryzacji, po której następuje faza **hiperpolaryzacji** błony. Potencjał czynnościowy rozpoczyna się na końcowej płytce motorycznej i szerzy się wzdłuż włókna mięśniowego oraz w jego wnętrzu dzięki układowi tubul w obu kierunkach.

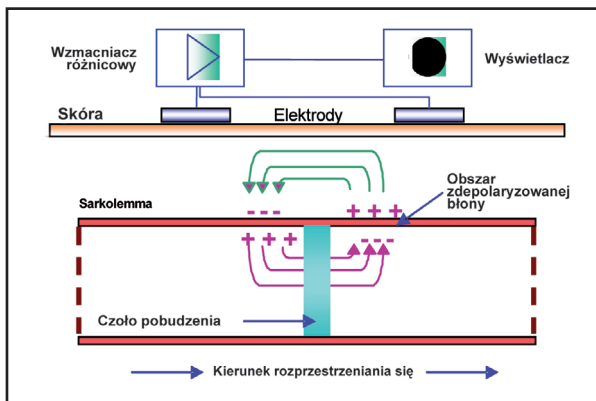


Ryc.7: Potencjał czynnościowy zaadaptowane i przerysowane z poz. 5, str. 16

Pobudzenie to powoduje uwalnianie jonów wapnia w przestrzeni wewnątrzkomórkowej. Połączone procesy chemiczne (**sprężenie elektromechaniczne**) w konsekwencji powodują skrócenie elementów kurczliwych w komórce mięśniowej.

Ten model wykazuje wysoki związek wielkości pobudzenia z wielkością skurczu (aczkolwiek słabe pobudzenia mogą nie wywoływać skurczu). Z praktycznego punktu widzenia można założyć, że w zdrowym mięśniu w czasie skurczu zachodzą wyżej opisane zjawiska.

Sygnał EMG powstaje dzięki potencjałom czynnościowym włókien mięśniowych pojawiających się wskutek opisanych powyżej procesów depolaryzacji i repolaryzacji. Szerokość **strefy depolaryzacji** w literaturze opisywana jest jako $1\text{-}3\text{mm}^2$ (11). Po początkowym pobudzeniu tej strefy, przesuwa się ona wzdłuż włókna mięśniowego z szybkością około $2\text{-}6 \text{ m/s}$ przechodząc pod elektrodą rejestrującą. (Ryc. 8)



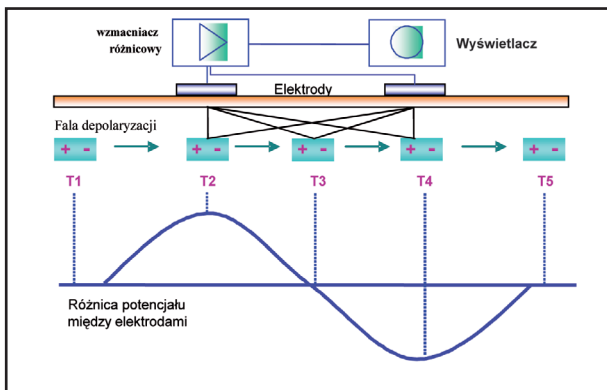
Ryc.8: Strefa depolaryzacji na błonie komórki włókna mięśniowego, zaadaptowane i zmodyfikowane z poz. 7, str. 73)

Elektryczny model czynnościowego potencjału ruchowego

Cykl depolaryzacja – repolaryzacja formuje falę depolaryzacji albo inaczej **dipol elektryczny** (11), który przemieszcza się wzdłuż powierzchni włókna mięśniowego. Zwykle do pomiarów w EMG kinezyologicznym stosuje się elektrody dwubiegunowe oraz wzmacnienie różnicowe. Dla uproszczenia, na początku przedstawiliśmy sygnał pochodzący z pojedynczego włókna mięśniowego na poniższym schemacie. W zależności od odległości pomiędzy elektrodami różnicę potencjałów pomiędzy nimi formują 1 lub 2 dipole.

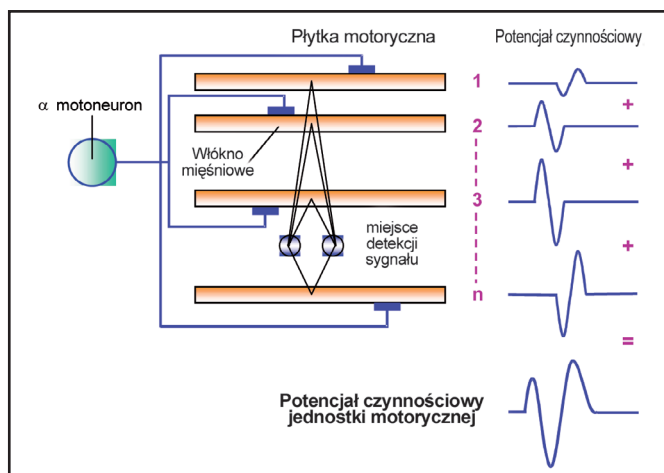
W przykładzie przedstawionym na rycinie 9, w punkcie czasowym T1 tworzy się potencjał czynnościowy, który przemieszcza się w kierunku pary elektrod. Wzrastająca różnica potencjałów mierzona między elektrodami osiąga najwyższą wartość w punkcie T2.

Gdy dipol znajdzie się w środku odległości między elektrodami, potencjał przetnie linię zerową i osiągnie maksimum w punkcie T4, który jest położony najbliżej elektrody nr 2.



Ryc.9: Model przesuwającego się na błonie włókna mięśniowego dipola elektrycznego. Zaadaptowane i zmodyfikowane z poz. 7, str. 73

Model ten wyjaśnia, dlaczego jednobiegunowy potencjał czynnościowy tworzy dwubiegunowy sygnał w procesie wzmacnienia różnicowego. Ponieważ jednostka motoryczna składa się z wielu włókien mięśniowych, para elektrod „widzi” wielkość wszystkich unerwionych włókien w jednostce motorycznej – w zależności od ich szerokości i rozwinięcia. Typowo, suma wszystkich włókien tworzy trójfazowy potencjał czynnościowy jednostki motorycznej (**Motor unit action potential „MUAP”** - 2), który ma różny kształt i wielkość w zależności od geometrycznej orientacji włókien w odniesieniu do miejsca przyłożenia elektrody (Ryc. 10):



Ryc.10: Generowanie trójfazowego potencjału czynnościowego jednostki motorycznej. Zaadaptowane i zmodyfikowane z 2, str. 68

Nakładanie się MUAP

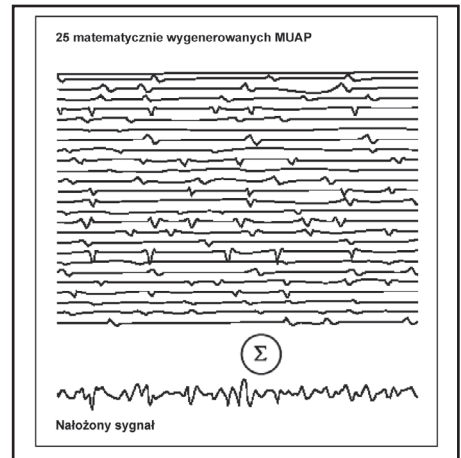
W badaniach kinezylogicznych wszystkie potencjały czynnościowe jednostki motorycznej dla wszystkich jednostek motorycznych wykrywanych w miejscu przyłożenia elektrody są elektrycznie **ponakładane** na siebie (Ryc. 11), przyjmując postać dwubiegowego sygnału o symetrycznej dystrybucji oraz dodatniej lub ujemnej amplitudzie (średnie wartości równe zero). Jest to **zapis interferencyjny**.

Rekrutacja i częstość wyładowań

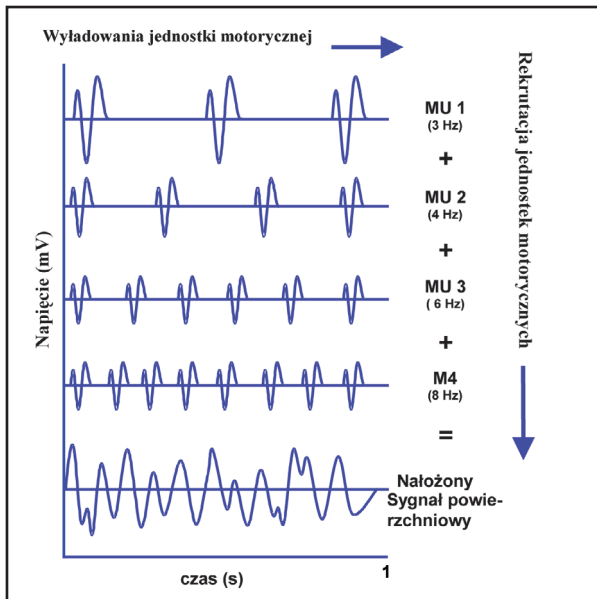
Najważniejszymi mechanizmami wpływającymi na wielkość i gęstość obserwowanego sygnału są rekrutacja MUAP oraz ich częstość wyładowań.

Są to główne mechanizmy sprawujące kontrolę nad procesem skurczu i modulujące siłę mięśnia.

Ponieważ ludzka tkanka łączna oraz powłoki skórne stanowią filtr niskoprzepuszczalny dla oryginalnego sygnału, analizowana częstotliwość wyładowań np. w przypadku powierzchniowego EMG nie odzwierciedla oryginalnej charakterystyki wyładowań i ich amplitudy. Dlatego tylko upraszczając można powiedzieć, że sygnał EMG bezpośrednio odzwierciedla rekrutację i charakterystykę wyładowań w jednostkach motorycznych badanego mięśnia (Ryc. 12):



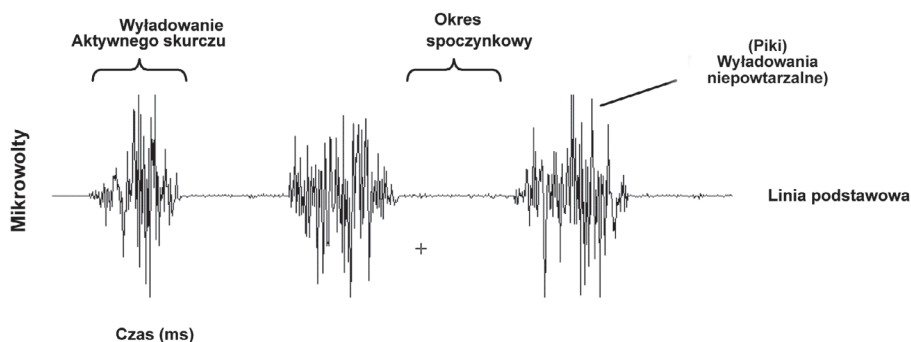
Ryc. 11: Powyższy elektromiogram jest wynikiem nakładania się MUA. Zaadoptowano i zmodyfikowano z poz. 2, str. 81



Ryc. 12: Rekrutacja i częstość wyładowań jednostek motorycznych moduluje siłę mięśnia, co znajduje wyraz w nałożonym zapisie EMG. Zaadoptowane i zmodyfikowane z poz. 7, str. 75

“Surowy” sygnał EMG

Nie filtrowany (za wyjątkiem filtra szerokopasmowego wzmacniacza) i nieprzetworzony sygnał pochodzący z nakładania MUAP zwany jest **surowym sygnałem EMG**. W poniższym przykładzie (Ryc. 13) pokazano surowy zapis powierzchniowego EMG (sEMG) dla trzech statycznych skurczów mięśnia dwugłowego ramienia:



Ryc. 13: Surowy zapis EMG dla 3 wyładowań skurczowych w m. dwugłowym ramienia

Gdy mięsień jest rozluźniony, wykres przybiera formę mniej lub bardziej zakłóconej linii **podstawowej**. Szum na linii surowego EMG zależy od wielu czynników, zwłaszcza od jakości wzmacniacza EMG, szumu otoczenia oraz jakości danych warunków pomiaru. Zakładając prawidłowe działanie wzmacniacza oraz właściwe przygotowanie skóry (patrz następne rozdziały), uśredniony szum linii podstawowej nie powinien być wyższy niż 3-5 mV, a idealnie 1-2 mV. Sprawdzenie jakości linii podstawowej EMG stanowi bardzo ważny punkt w wykonywaniu pomiarów EMG. Należy być dalekim od interpretacji zakłóceń interferencyjnych lub problemów z aparatem jako „zwiększonej” czynności podstawowej lub napięcia mięśniowego!

Zdrowy rozluźniony mięsień nie wykazuje istotnej aktywności EMG z powodu braku depolaryzacji i potencjałów czynnościowych. Piki w surowym zapisie EMG, z natury mają **kształt przypadkowy**, co oznacza, że kształt wyładowań nie może być dokładnie powtórzony. Wynika to z faktu, że aktualny układ rekrutowanych jednostek motorycznych ciągle się zmienia w zakresie dostępnych jednostek; jeżeli czasami dwie lub więcej jednostek położonych w pobliżu elektrod wyładowuje się w tym samym czasie, to powstanie wysoki pik wynikający z nałożenia się tych wyładowań. Zastosowanie algorytmu wygładzającego (np. ruchomej średniej) lub wybór właściwego parametru amplitudy (tj. pole pod oczyszczoną krzywą) powoduje wyeliminowanie lub co najmniej zminimalizowanie **niepowtarzalnych składowych sygnału**.

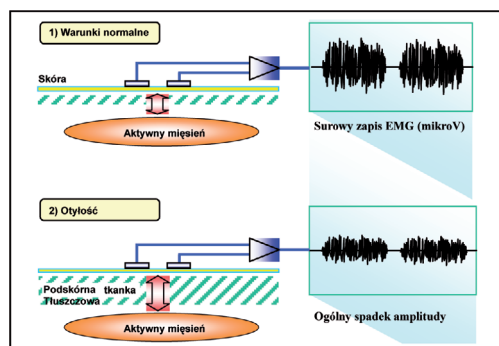
Surowe sEMG mieści się w **zakresie** pomiędzy +/- 5000 uV (atleci!), a typowa częstotliwość wyładowań mieści się w **zakresie** 6 do 500 Hz, z największym nasileniem w zakresie pomiędzy ~ 20 a 150 Hz (patrz rozdział „Procedury sprawdzania sygnału”).

Czynniki wpływające na sygnał EMG

Na swojej drodze od błony mięśniowej do elektrod sygnał EMG może zostać zakłócony przez szereg czynników zewnętrznych wpływających na jego kształt i charakterystykę. Czynniki te można pogrupować na:

1) Charakterystyka tkankowa

Ciało ludzkie jest dobrym przewodnikiem elektrycznym, ale przewodnictwo to różni się w poszczególnych tkankach w zależności od ich typu i grubości warstwy (Ryc. 14), procesów fizjologicznych i temperatury. Warunki te są różne u poszczególnych osób (a nawet u tej samej osoby) i uniemożliwiają bezpośrednie ilościowe porównanie pomiędzy parametrami amplitudy EMG obliczonymi na podstawie nieobrobionego sygnału EMG.



Ryc. 14: Wpływ zmian grubości warstw tkankowych pod elektrodami: Przy tej samej wartości czynności elektrycznej mięśni w pierwszym przypadku sygnał EMG jest mocniejszy z powodu mniejszej odległości pomiędzy mięśniem a elektrodami.

2) Zakłócenia fizjologiczne „Cross Talk”

Sąsiadujące mięśnie mogą dawać sygnał EMG, który jest wykrywany przez elektrodę. Zwykle zjawisko „Cross Talk” nie przekracza 10-15% całkowitej zawartości sygnału lub nie występuje w ogóle. Należy być ostrożnym przy wąskim umieszczaniu elektrod w obrębie grup mięśniowych.

Piki EKG mogą interferować z zapisami EMG, zwłaszcza przy zapisach z tułowia/mięśni barku. Są one łatwe do identyfikacji, a nowe algorytmy umożliwiają ich eliminację (patrz „Redukcja EKG”).

3) Zmiany geometrii pomiędzy brzuścem mięśnia a miejscem przyłożenia elektrody

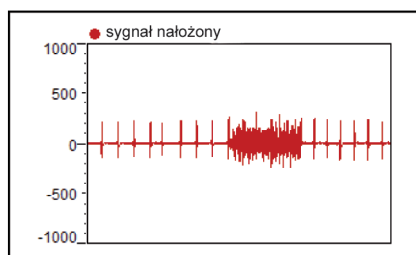
Jakkolwiek zmiana odległości pomiędzy miejscem powstawania sygnału a miejscem jego wykrywania zmienia zapis EMG. Jest to problem występujący we wszystkich badaniach dynamicznych dotyczących ruchu, może on również pojawiać się wskutek ucisku z zewnątrz.

4) Szumy zewnętrzne

Szczególną uwagę należy zwrócić na nie w środowiskach o dużym natężeniu zakłóceń elektromagnetycznych. Największej uwagi wymaga bezpośrednia interferencja drzeń zasilania, zwykle powodowana przez nieprawidłowe uziemienie innych urządzeń zewnętrznych.

5) Elektroda i wzmacniacze

Wybór/jakość elektrod oraz wewnętrzny szum wzmacniacza mogą wносить dodatkowe składowe do linii podstawowej EMG. Szum wewnętrzny wzmacniacza nie powinien przekraczać 5 Vrms (Standardy ISEK patrz rozdział „Wskazówki...”). Większość z tych czynników można zmniejszyć i kontrolować poprzez właściwe przygotowanie i sprawdzenie pomieszczenia/warunków laboratoryjnych.



Ryc. 15: Surowy zapis EMG z wyraźnymi interferencjami z EKG

Wzmacniacze EMG

Wzmacniacze EMG działają na zasadzie wzmocnienia różnicowego, a główną ich cechą jest możliwość odrzucania i eliminowania artefaktów. Wzmocnienie różnicowe wykrywa różnicę potencjałów pomiędzy elektrodami i usuwa zewnętrzne interferencje. Zwykle sygnały zakłóceń zewnętrznych dochodzą do obu elektrod bez przesunięcia fazowego. Takie „powszechne sygnały” są sygnałami równymi co do fazy i amplitudy. Termin „prąd powszechny” („common mode gain”) odnosi się do związku pomiędzy wejściem, a wyjściem sygnałów powszechnych. **Współczynnik odrzucania sygnałów powszechnych („Common Mode Rejection Ratio” CMRR)** odpowiada związkowi pomiędzy prądem różnicowym i powszechnym i dlatego stanowi kryterium jakości dla wybranej techniki wzmocnienia. CMRR powinien być tak wysoki jak to tylko możliwe, ponieważ eliminacja sygnałów interferencyjnych ma ogromne znaczenie dla jakości. Wartość >95dB uznano za możliwą do przyjęcia (11, SENIAM, ISEK).

Nowoczesne koncepcje preferują zastosowanie **przedwzmacniaczy EMG**. Te zminiaturyzowane wzmacniacze są wbudowane w kable lub znajdują się w górnej części elektrod (**elektrody czynne**). Ten drugi typ przedwzmacniacza pogrubia obszar detekcyjny elektrody, co zwiększa ryzyko występowania artefaktów z ucisku (np. w przypadku siedzenia na nich) i zwykle uniemożliwia swobodny wybór typu elektrody. Główna idea polega na zastosowaniu małych przedwzmacniaczy EMG znajdujących się w pobliżu strony detekcyjnej elektrody, które wcześniej wychwytyują sygnał, wzmacniają go (np. 500 razy) i transmitują przy niskim poziomie oporności, która jest mniej czuła na artefakty ruchowe (kable).



Ryc. 16: Kable elektrod z wbudowanymi przedwzmacniaczami System NORAXON INC USA



Ryc. 17: Różne wzmacniacze EMG z jedno lub dwukanałowym sprzężeniem zwrotnym oraz systemy z podłączeniem przewodowym lub telemetrycznym. Systemy firmy NORAXON INC. USA

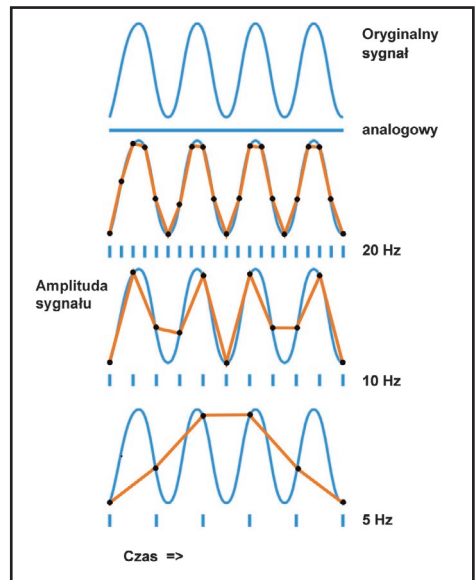
Niewzmocniony sygnał EMG rejestrowany na skórze charakteryzuje się typowymi wyładowaniami od kilku do 2-3 mV. Sygnał ten jest zwykle wzmacniany co najmniej 500-krotnie (np. przy zastosowaniu przedwzmacniaczy) do 1000 (biernie urządzenie kablowe). **Impedancja wejściowa** wzmacniacza powinna wynosić co najmniej 10x więcej niż impedancja elektrody. Winter (11) zaleca impedancję wejściową wynoszącą 1-10 **megaOhmów**. **Zakres częstotliwości** dla wzmacniacza EMG (ustawienia filtra) powinien zaczynać się od częstotliwości 10 Hz dla górnego zakresu do 500 Hz dla zakresu dolnego. Powinno się unikać stosowania **filtrów wycinających** (np. celem eliminacji drżeń zasilania), gdyż zakłóca on informacje płynące z sygnału (SENIAM, ISEK). Dostępne są zarówno systemy kablowe jak i telemetryczne, jedno i dwukanałowe – **jednostki sprzężenia zwrotnego** do systemów **32 kanałowych** dla ustawień złożonych i wieloparametrycznych (Ryc. 17).

Rozdzielczość A/D

Przed zanalizowaniem sygnału przez komputer i wyświetleniem go na monitorze, musi on zostać przekonwertowany z sygnału analogowego na cyfrowy (konwersja A/D). Rozkład płyt pomiarowych A/D musi właściwie konwertować oczekiwany zakres amplitud (np. +/- 5V). 12-bitowa płyta A/D może rozdzielać zakres napięcia na 4095 interwałów ($2^{12}=4096$ poziomów =4095 interwałów). Jest to wystarczające dla większości protokołów kinezyjologicznych. Bardzo słabe sygnały mogą wymagać wyższego wzmocnienia, celem uzyskania lepszej rozdzielczości amplitudy.

Częstotliwość próbkowania A/D

Inną technicznie istotną kwestią jest właściwy dobór **częstotliwości p róbkowania**. Celem właściwego „przetłumaczenia” pełnego spektrum częstotliwości sygnału, częstotliwość próbkowania, przy której płyta A/D określa napięcie sygnału wejściowego musi być co najmniej dwukrotnie wyższa niż maksymalna oczekiwana częstotliwość sygnału. Związek ten opisany jest w **teorii próbkowania Nyquista**: próbkowanie z sygnału ze zbyt niską częstotliwością powoduje **efekt aliasowania** (Ryc. 18). W przypadku EMG większość mocy sygnału zawiera się pomiędzy częstotliwościami 10 i 250 Hz, a zalecenia dla prac naukowych (SENIAM, ISEK) wymagają ustawienia szerokości pasma wzmocnienia na 10 do 500 Hz. Daje to częstotliwość próbkowania wynoszącą co najmniej **1000 Hz** (podwójne pasmo EMG) lub nawet 1500 Hz, celem uniknięcia utraty sygnału.



Ryc. 18: Wpływ częstotliwości próbkowania A/D na sygnał cyfrowy. Zbyt niskie częstotliwości powodują znaczną utratę informatywności sygnału.

Zalecenia ogólne

Jakość pomiarów EMG w dużej mierze zależy od właściwego przygotowania skóry i umieszczenia elektrod. Przygotowanie skóry ma zapewnić stabilny kontakt elektrody ze skórą oraz niską oporność skóry. Najnowocześniejsze wzmacniacze EMG zostały zaprojektowane z założeniem oporności skóry wynoszącej pomiędzy 5 i 50 kOhm (pomiędzy parą elektrod). Zwykle przed nałożeniem elektrod należy przygotować skórę. Nie ma ogólnie przyjętych zasad przygotowywania skóry, a dobre przygotowanie można osiągnąć kilkoma sposobami. Początkującym badaczom zalecamy sprawdzenie kilku metod poprzez pomiar aktualnej oporności między elektrodami za pomocą ogólnie dostępnego miernika uniwersalnego lub specjalnego omomierza (patrz rozdział „Procedury sprawdzania sygnału”).

Inną ważną kwestią są warunki testu i ćwiczenia. Jeżeli mają one charakter statyczny lub powolnych ruchów (np. kliniczny test funkcjonowania mięśnia), a ocena ma mieć charakter głównie jakościowy (zmiany amplitudy – większa-mniejsza) wystarczające może okazać się zwykle oczyszczenie skóry alkoholem. Jeżeli warunki pomiaru są dynamiczne, co zwiększa ryzyko artefaktów ruchowych (np. szybkie chodzenie, bieganie lub inne ruchy z wysokim przyspieszeniem) konieczne jest bardzo dokładne przygotowanie skóry.

Procedury przygotowania skóry

Należy rozważyć poniższe procedury jako kolejne kroki w przygotowaniu do nałożenia elektrod:

1) Usuwanie włosów:

Konieczne jest celem poprawy przylegania elektrod, zwłaszcza w przypadku skóry wilgotnej, spoconej i/lub dynamicznych warunków badania

2) Oczyszczanie skóry:

Metoda A:

Dostępne są czyszczące i przewodzące pasty abrazyjne służące do usuwania martwych komórek ze skóry (które powodują wzrost oporności) oraz do oczyszczania skóry z zanieczyszczeń i potu

Metoda B:

Alternatywnie można użyć bardzo drobnego papieru ściernego: Zwykle do uzyskania dobrego wyniku wystarczą 3-4 pociągnięcia przy kontrolowanym nacisku. Uwaga: Należy unikać zbyt mocnego nacisku, który może wywołać uszkodzenia skóry. Zastosowanie papieru ściernego można połączyć ze zmywaniem skóry alkoholem.

Metoda C:

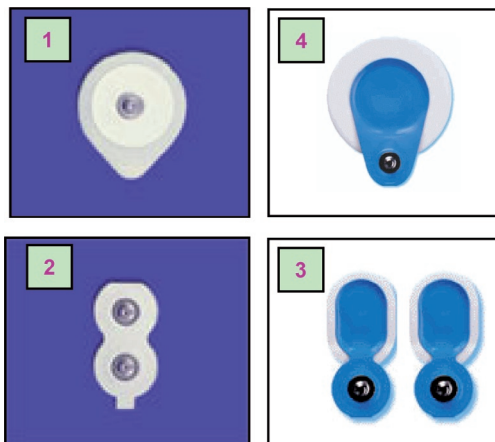
Można użyć czystego alkoholu, którym zwilża się ręcznik (co powoduje delikatne tarcie). Metoda ta może być wystarczająca dla statycznych testów funkcjonalnych w łatwych warunkach.

Jeżeli skórę przygotowano w należyty sposób, to niezależnie od zastosowanej metody powinno pojawić się jej zaczerwienienie. Świadczy ono o dobrych warunkach przewodnictwa skóry.

Elektrody powierzchniowe

Są one stosowane najczęściej w badaniach kinezylogicznych z powodu ich nieinwazyjnego charakteru. Elektrody te są łatwe do stosowania, ale rejestrują jedynie potencjały z mięśni powierzchniowych. W przypadku głębiej położonych mięśni (przykrytych innymi mięśniami lub kośćmi) konieczne jest zastosowanie elektrod igłowych lub cienkoigłowych typu „fine-wire”. Dowolny dobór elektrod umożliwia zastosowanie przedwzmacniacza EMG. Wybór elektrody zależy od rodzaju i warunków badania, a jeden typ elektrody może nie spełniać wszystkich wymagań.

Najczęściej stosowanymi i zalecanymi do ogólnego zastosowania elektrodami powierzchniowymi są preżelowane elektrody srebro/chlorok srebra (SENIAM). Oprócz łatwej obsługi są one higieniczne, jeżeli używa się elektrod jednorazowych. Średnica elektrody (obszar przewodzenia) powinna wynosić poniżej 1 cm. Elektrody dostępne w handlu stanowią elektrody z żelam mokrym lub lepkiem. Elektrody z żelam mokrym mają lepsze przewodnictwo i niższą oporność niż elektrody z żelam lepkiem. Te ostatnie można jednak łatwo wymienić w przypadku błędnej aplikacji.



Ryc. 19: Wybór specjalnych elektrod EMG (1,2 NORAXON INC. USA) oraz typowych elektrod EKG (3,4 AMBU-Blue Sensor)

Elektrody dopochwowe i doodbytnicze

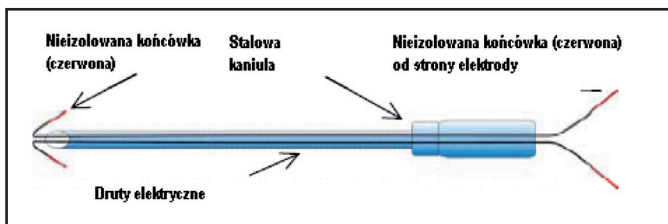
Do badania mięśni dna miednicy stosuje się specjalne elektrody analne i dopochwowe. Użycie tych elektrod może wymagać dodatkowego obrabiania sygnału (głównie filtrowanie np. 20-60Hz) w celu wyeliminowania artefaktów. Ze względu na brak stałego połączenia miejsca detekcji sygnału i powierzchni mięśni błędne artefakty są trudne do wyeliminowania.



Ryc.20: Originalne elektrody Perry'ego dopochwowe (po lewej) i doodbytnicze (po prawej)

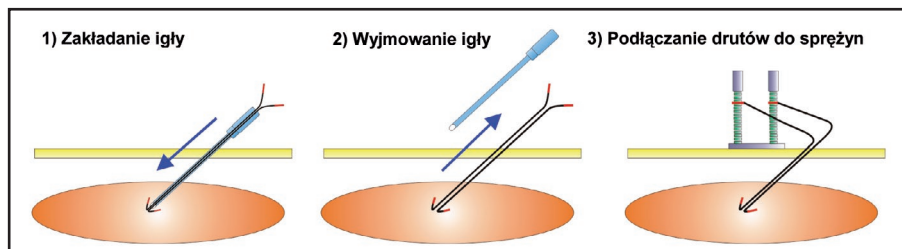
Zastosowanie elektrod cienkoigłowych

Z powodu ruchów mięśni w czasie badań kinizjologicznych preferowane są elektrody cienkoigłowe, które umożliwiają inwazyjną aplikację elektrody w głębsze warstwy mięśniowe.



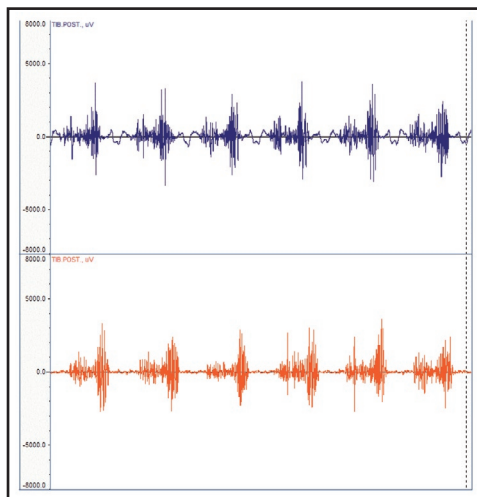
Ryc.21: Schemat elektrody cienkoigłowej: dwa cienkie druciki z nieizolowanymi zakończeniami zostały umieszczone w stalowej rurce. System MEDELEC.

Sterylna para elektrod lub pojedyncza elektroda hakowa zostały włożone do igieł, a ich prawidłowa lokalizacja może zostać sprawdzona za pomocą stymulatora elektrycznego lub badania ultrasonograficznego:



Ryc.22: Procedura wprowadzania elektrod do tkanki mięśniowej. Po usunięciu igły dalsze zakończenia elektrod podłącza się do adapterów wykonanych ze stalowej sprężynki, które następnie podłączone są do złącza przedwzmacniacza EMG.

Sygnaly z elektrod cienkoigłowych mierzy się i obrabia tak samo jak zwykle sygnaly powierzchniowego EMG. Pomocne lub nawet konieczne może być zastosowanie filtra wysokopasmowego dla częstotliwości 20 Hz (zamiast 10Hz), celem wyeliminowania przesunięć linii podstawowej pojawiających się zwykle w wyniku artefaktów powstających wskutek ruchu elektrod w tkance mięśniowej.



Ryc.22: Surowy zapis EMG z mięśnia piszczelowego tylnego (niebieski wykres na górze) w czasie chodzenia na bieżni ruchomej. Przesunięcia linii podstawowej wskazują na artefakty ruchowe. Linię podstawową można ustabilizować dzięki zastosowaniu wysokopasmowego filtra 20 Hz (dolny wykres)

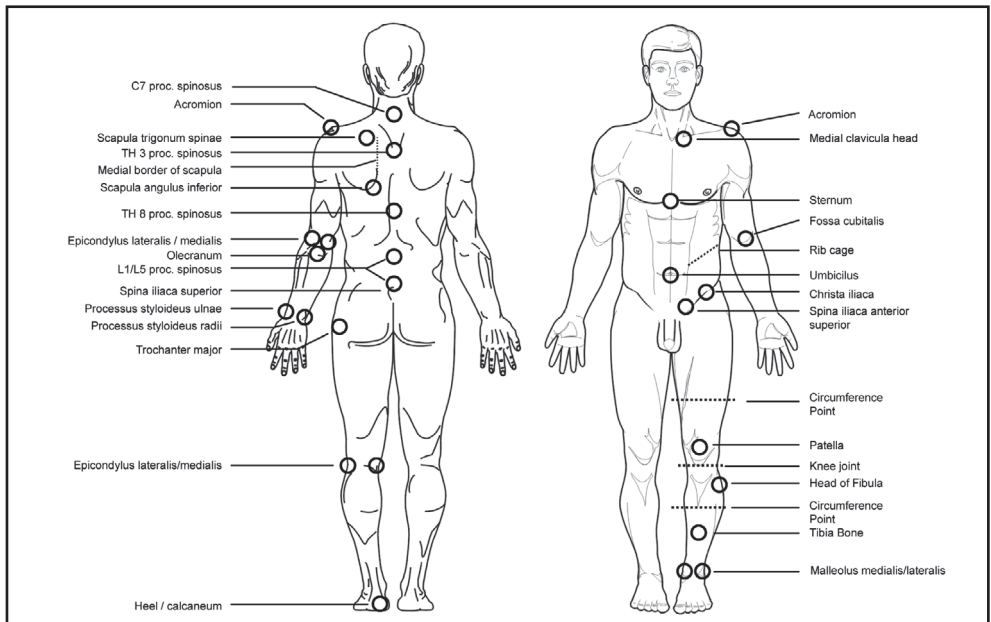
Przewodnik po zastosowaniu elektrod

Wskazówki ogólne

- Elektrody z mokrym żelom mają najlepsze właściwości oporności
- Zastosowanie małych elektrod pozwala na zwiększenie selektywności pomiarów (unikanie zjawiska „cross-talk”)
- Im mniejsza elektroda (aktywne pole detekcji), tym większe wartości oporności
- Aby zwiększyć selektywność należy wybrać możliwie najbliższą odległość między elektrodami
- Ogólnie zalecana odległość między elektrodami wkłuwanymi do mięśnia wynosi 2 cm (od środka do środka)
- Elektrody należy umieszczać prostopadłe do kierunku przebiegu badanych włókien
- Wybierać najwyraźniejszą część środkową brzośca mięśnia celem uzyskania największej selektywności
- Jeżeli to możliwe unikać regionu punktów motorycznych (patrz następna strona)
- Zwracać uwagę, czy elektrody pozostają w aktywnej masie mięśnia w czasie jego skracania się w skurczu
- Stosować system map ze zmierzonymi odległościami pomiędzy elektrodami a wyznacznikami dominującego pola anatomicznego (Ryc. 23)
- Jeżeli spodziewamy się zwiększonego nacisku na elektrody (np. w pozycji siedzącej), należy zastosować elektrody z decentralizowanym zatraskowym złączem kablowym.

Wyznaczniki anatomiczne

Większość zaleceń co do aplikacji elektrod (np. SENIAM) korzysta z systemu wyznaczników pól anatomicznych opartego na głównych obszarach kostnych, wyniosłościach i innych strukturach, które są łatwo wyczuwalne palpacyjnie. Zastosowanie tych punktów umożliwia łatwe zlokalizowanie miejsca umieszczenia elektrody:



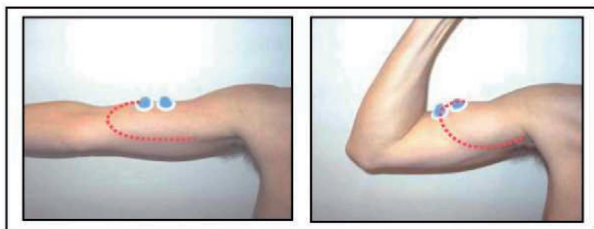
Regiony punktów motorycznych

Z powodu niestabilności sygnału niektórzy badacze zalecają neuumieszczanie elektrod nad punktami motorycznymi (obszarami o dużej gęstości rozmieszczenia płytek końcowych) w mięśniach. Przy stosowaniu elektrod o wymiarach zalecanych powyżej, w wielu przypadkach nieuniknione jest sąsiedztwo elektrody w pobliżu punktu motorycznego. Punkty motoryczne można wykrywać za pomocą generatorów bodźców niskiej częstotliwości wytwarzających impulsy prostokątne.

Względny ruch brzucha mięśniowego

W badaniach dynamicznych bardzo ważne jest umieszczenie pary elektrod nad brzuszkiem mięśniowym w pozycji centralnej, pamiętając o możliwości migracji mięśnia pod elektrodą w czasie ruchu stawu. Szczególnej uwagi wymagają tutaj 2 mięśnie – mięsień obszerny przyśrodkowy i dwugłowy ramienia, na których należy umieszczać elektrody z dala od czynnej masy mięśnia, tak jak pokazano na rycinie poniżej:

Inny aspekt stanowi skracanie i wydłużanie się samej skóry. Problem ten dotyczy przede wszystkim mięśnia prostego brzucha, prostownika grzbietu i czworobocznego w części zstępującej. Przy zastosowaniu pojedynczych elektrod należy zachować dostateczną odległość między nimi (zwykle 1-2 cm) celem uniknięcia wzajemnego popychania się elektrod. Elektrody podwójne mogą szybko odkleić się od skóry w przypadku dynamicznych pomiarów dla mięśnia prostownika grzbietu, gdyż nie podają się one naturalnemu rozciąganiu skóry.



Ryc. 24: Przemieszczanie się brzuszka mięśnia pod parą elektrod umieszczonych na mięśniu dwugłowym ramienia. Proszę zauważyć, że w pozycji wyprostowanej (po prawej stronie) elektroda dystalna opuściła aktywny obszar mięśnia. Elektrody należy zakładać w największym zgięciu w pozycji centralnej.

Mocowanie kabla

Konieczne należy zadbać o właściwe mocowanie kabla i przedwzmacniacza na skórze. Ta czynność ma mniejsze znaczenie w przypadku testów statycznych lub dotyczących wolnych ruchów, natomiast w badaniach dynamicznych pomaga uniknąć artefaktów pochodzących z ruchu kabla i zmniejsza ryzyko odczepienia się elektrod od skóry. Do umocowania kabla elektrody można użyć taśmy klejącej, elastycznych pasków lub bandaży siatkowych, unikając nadmiernego naprężenia. Nie zaleca się bezpośredniego przyklejania taśmą elektrod, gdyż powoduje to stały nacisk na nie.



Ryc. 25: Mocowanie kabla za pomocą pasów elastycznych i taśmy

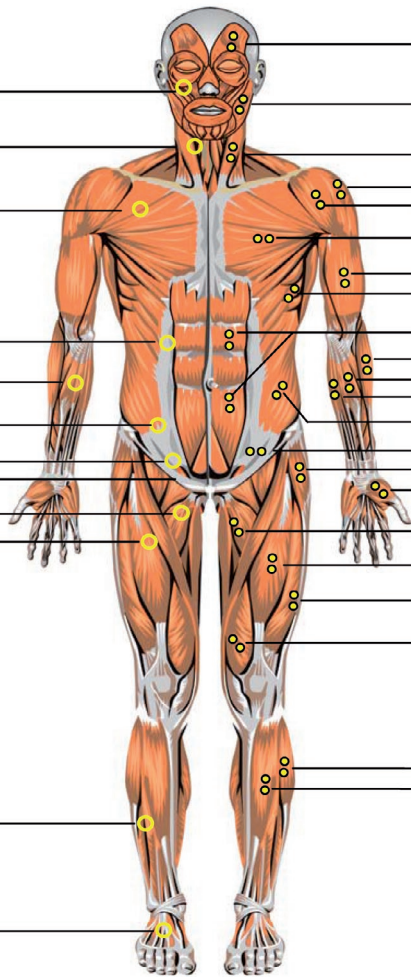
Mapa mięśni – widok czołowy

Do pomiarów dla większości ważnych mięśni kończyn i tułowia można używać elektrod powierzchniowych (mięśnie po prawej stronie na Ryc. 25/26). Głębiej położone, mniejsze lub przykryte mięśnie wymagają zastosowania elektrod cienkoigłowych celem uzyskania bezpiecznej lub selektywnej detekcji. Na mapie mięśni pokazano najczęściej badane kinezylogicznie mięśnie. Dwie żółte kropki na powierzchni mięśni wskazują orientację pary elektrod w odniesieniu do kierunku przebiegu włókien mięśniowych (proponując zgodnie z 1,4, 10 oraz SENIAM).

Widok czołowy

Fine Wire Sites:

- Smaller face muscles
- Smaller neck muscles
- Pectoralis minor
- Diaphragma
- Smaller forearm muscles
- Transversus abd.
- Iliacus
- Psoas major
- Adductors (selective)
- Vastus intermedius
- Thin / deep shank muscles
- Smaller foot muscles



Surface Sites:

- Frontalis
- Masseter
- Sternocleidomastoideus
- Deltoides p. acromialis
- Deltoides p. clavicularis
- Pectoralis major
- Biceps brachii
- Serratus anterior
- Rectus abdominis
- Brachioradialis
- Flexor carpum radialis
- Flexor carpum ulnaris
- Obliquus externus abdominis
- Internus / Transversus abd.
- Tensor fasciae latae
- Interosseus
- Adductores
- Rectus femoris
- Vastus lateralis
- Vastus medialis
- Peroneus longus
- Tibialis anterior

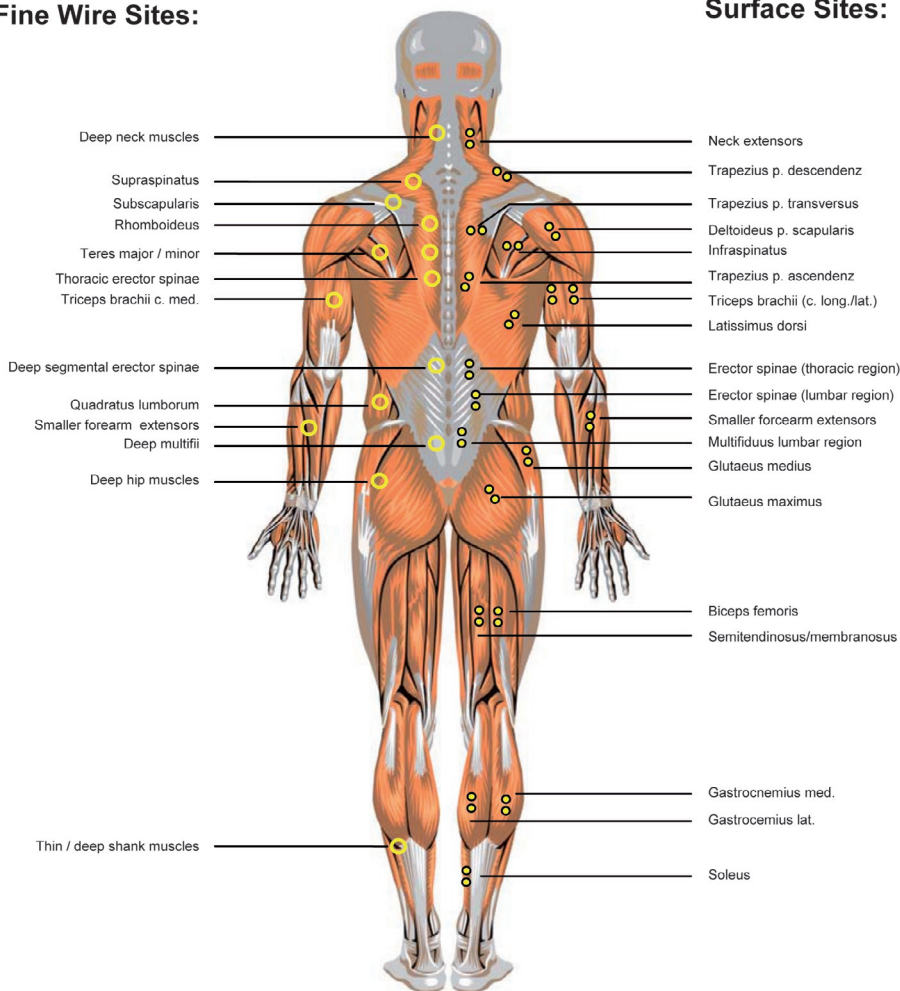
Ryc. 25: Anatomiczna lokalizacja elektrod – widok w płaszczyźnie czołowej. Po lewej stronie przedstawiono mięśnie głębokie oraz umiejscowienie elektrod cienkoigłowych, a po prawej stronie mięśnie powierzchniowo położone i umiejscowienie elektrod powierzchniowych.

Mapa mięśni – widok grzbietowy

Widok od tyłu

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



Ryc. 26: Anatomiczna pozycja elektrod – widok od tyłu. Po lewej stronie przedstawiono mięśnie głębokie oraz umiejscowienie elektrod cienkoigłowych, a po prawej stronie mięśnie powierzchownie położone i umiejscowienie elektrod powierzchniowych

Elektrody referencyjne

Na pacjencie należy umieścić przynajmniej jedną elektrodę referencyjną. Zwykle umieszcza się ją w miejscach elektrycznie nieaktywnych jak stawy, kości, czoło, wyrostek kolczysty, grzebień biodrowy, piszczel itp., znajdujących się w pobliżu badanego obszaru. Nowoczesne wzmacniacze (aktywne systemy NORAXON) nie wymagają specjalnej lokalizacji elektrody referencyjnej, a jedynie umieszczenia jej w pobliżu pierwszej elektrody. Należy pamiętać o właściwym przygotowaniu skóry pod elektrodę referencyjną. Powinna ona mieć średnicę co najmniej 1 cm.

Procedury sprawdzania sygnału

Jest to niezwykle ważna czynność w badaniach z zastosowaniem EMG, gdyż pozwala ona na sprawdzenie jakości i adekwatności sygnałów EMG niezależnie od metody przygotowania skóry i zastosowanej techniki aplikacji elektrod. Należy wziąć pod uwagę następujące kroki:

1) Sprawdzanie wiarygodności sygnału EMG

Procedura ta ma odpowiedzieć na podstawowe pytania: czy dokonujemy badania właściwego mięśnia i czy uzyskany sygnał jest adekwatny? Bardzo często może dojść do przypadkowej zamiany końcówek kabli np. kabel przeznaczony dla jednego mięśnia zostanie pomyłony z innym. Sprawdzenie wszystkich połączeń może potwierdzić sygnał poprzez przeprowadzenie specyficznego testu funkcjonowania dla danego mięśnia. Następnie, poprzez sprawdzenie jakości linii podstawowej EMG (następny rozdział), można również sprawdzić wrażliwość obszaru elektrody na ruch kabla, ruch kończyny i ucisk (np.: jeżeli pacjent siedzi na elektrodach). Obfita tkanka tłuszczowa (np. warstwa grubsza niż 4 cm) może spowodować całkowity brak lub znaczne osłabienie sygnału EMG. Wykonanie jawnego/izolowanego statycznego skurczowego opartego na testach funkcjonowania mięśni daje jasną odpowiedź, czy zapis EMG jest wiarygodny i/lub czy badany potrafi aktywować mięsień.

2) Test impedancji

Jeżeli skórę przygotowano we właściwy sposób, jest ona zaczerwieniona. Świadczy to o dobrych warunkach impedancji. Celem ich sprawdzenia można zmierzyć oporność między parą elektrod. Czynność tę szczególnie polecamy początkującym oraz w przypadku protokołów naukowych wymagających dużej dokładności (niektóre czasopisma wymagają wykonania kontroli warunków impedancji skóry). Zwykle obszar, na którym znajduje się elektroda potrzebuje około 5 minut do osiągnięcia stabilnych warunków elektrycznych: w czasie pierwszej minuty obserwuje się spadek oporu elektrycznego o ponad 50%, głównie z powodu zmian chemicznych w warstwach skóry. Zakresy impedancji skóry można sklasyfikować następująco:



Ryc. 27: Tester impedancji elektrod
EMG NORAXON INC USA

Zakres impedancji (KOhm)	Zalecenia
1-5	bardzo dobre warunki
5-10	warunki dobre i zalecane jeśli możliwe
10-30	do przyjęcia w łatwych warunkach
30-50	warunki średnie, wymagają uwagi
>50	unikać, wykonać powtórnie oczyszczenie skóry

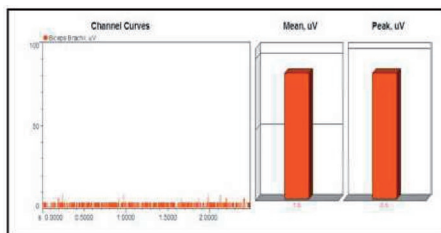
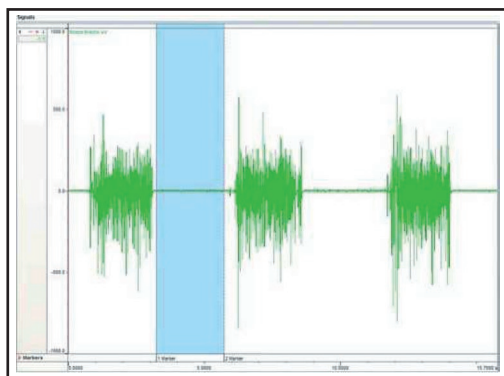
Ryc. 28: Zakresy impedancji skóry i zalecenia

3) Badanie jakości linii podstawowej surowego EMG

Ocena wizualna linii podstawowej surowego zapisu EMG jest konieczna i nie można jej zastąpić żadną inną metodą (jak automatyczny pomiar impedancji). Wzmacniacz otrzymuje sygnał nie większy niż kilka milionowych części wolta (mikrowolty), który jest bardzo wrażliwy na artefakty zewnętrzne, jeżeli nie zostanie on właściwie potraktowany. Po podłączeniu elektrod do wzmacniacza należy włączyć monitor komputera i powiększyć wykres EMG dla każdego kanału, celem umożliwienia dokładnej kontroli. Pacjentowi należy polecić całkowite rozluźnienie się. Najlepiej należy położyć pacjenta na kozetce lub polecić podobną pozycję umożliwiającą pełne rozluźnienie się. Ocena linii podstawowej EMG składa się z trzech części:

1) Zakłócenia linii podstawowej

Otrzymanie zapisu całkowicie pozbawionego zakłóceń jest niemożliwe: piki o małej amplitudzie lub przypadkowym charakterze mogą być widoczne, lecz nie powinny przekraczać 10-15 mikrowoltów. Średni poziom zakłóceń (=obliczona średnia amplituda EMG surowego oczyszczonego EMG w czasie 5 sekund) powinien wynosić od 1 (=wynik doskonały) do 3.5 mikrowoltów. Test rozkładu częstotliwości (następna strona) stanowi drugą obiektywną możliwość oceny jakości linii podstawowej.



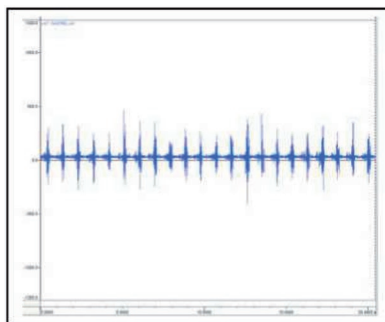
Ryc. 29: Wizualna (po lewej) i cyfrowa (po prawej) ocena jakości linii podstawowej EMG. Na wykresie po lewej pokazano przykład prawie idealnego zapisu EMG ze stabilną, płaską linią podstawową pomiędzy aktywnymi skurczami. Szybka analiza przedziału linii podstawowej (niebieski wykres) wykazała średni poziom szumu 1,8 mikrowolta. System NORAXON INC USA.

2) Odcięcie linii podstawowej (offset)

Większość wzmacniaczy pracuje z automatyczną korektą offsetu. Niemniej jednak możliwe jest przesunięcie linii podstawowej EMG względem prawdziwego zera (test: średnia wartość surowego EMG \neq zero). Jeżeli nie zostanie ono zidentyfikowane i skorygowane, to wszystkie obliczenia oparte na amplitudzie będą błędne.

3) Przesunięcia linii podstawowej

Linia podstawowa przed/po skurczach powinna pozostawać na poziomie zerowym (patrz „Artefakty EMG, przesunięcia linii podstawowej”)



Ryc. 30: Przykład przesunięcia offsetu linii podstawowej. Celem korekty przesunięcia należy zastosować specjalne funkcje edycji rejestracyjnej.

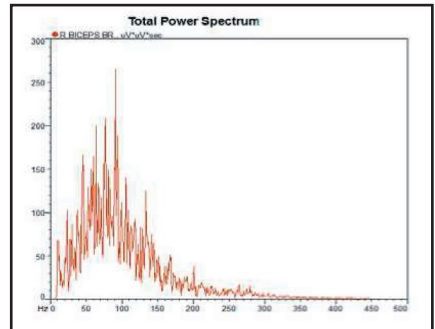
4) Analiza rozkładu częstotliwości

Możliwości dzisiejszych komputerów umożliwiają łatwe i szybkie sprawdzenie rozkładu częstotliwości EMG. Przy zalecanych ustawieniach pasma wzmacniacza od 10 Hz w górnym paśmie do co najmniej 500 Hz w dolnym paśmie (SENIAM, ISEK); większość mocy częstotliwości powierzchniowego EMG zawiera się pomiędzy 10 a 250 Hz. Rozkład mocy można obliczyć dzięki "szybkiej transformacji Fouriera" (Fast Fourier Transformation, FFT) i przedstawić graficznie jako **całkowite spektrum mocy (Total Power Spectrum)** sygnału EMG (Ryc. 31), na wykresie uzależniającym rozkład mocy częstotliwości (na osi Y) w zależności od pasma częstotliwości (na osi X).

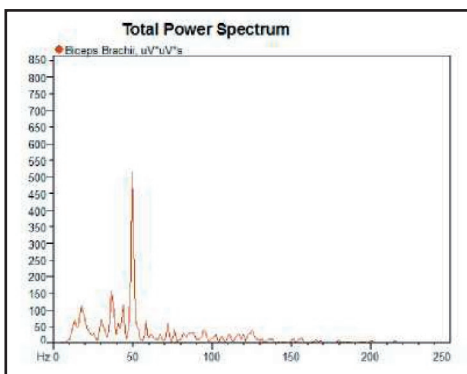
Kształt spektrum mocy może różnić się w zależności od ustawień FFT i warunków pomiaru (zwłaszcza typu mięśnia, jego długości oraz wpływu właściwości filtrujących tkanki/skóry). Aby wykonać test sprawdzania sygnału należy poprosić pacjenta o wykonanie skurczu badanego mięśnia przeciwko statycznemu oporowi (około 40 - 60 % przewidywanego maksymalnego poziomu skurczu) i wykonać 3-5 sekundowy zapis EMG. Następnie należy wybrać interwał do analizy – np. 1-sekundowy i rozpocząć analizę spektrum mocy. Należy zbadać charakterystykę spektrum:

- Przyrost kroków od wysokiego pasma (10Hz).
- Szczytowa częstotliwość zlokalizowana jest pomiędzy 50 i 80 Hz.
- Potem krzywe spektrum spadają i osiagają zero pomiędzy 200 i 250 Hz.
- Należy sprawdzić, czy nie ma nietypowych pików mocy, zwłaszcza poza zakresem pasma.
- Sprawdzić, czy dominujący szczyt mocy występuje przy 50 (Europa) lub 60 (USA) Hz.

Dzięki całkowitemu spektrum mocy można łatwo zidentyfikować zakłócenie linii podstawowej EMG przez drgania zasilania (Ryc. 32) i odróżnić je od zwiększonej aktywności EMG w przypadku, gdy pacjent nie potrafi się całkowicie rozluźnić.



Ryc. 31: Całkowite spektrum mocy dla zapisu powierzchniowego EMG: większość mocy sygnału jest zlokalizowana pomiędzy 10 i 250 Hz.



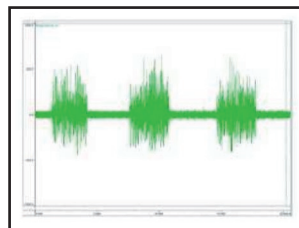
Ryc. 32: Całkowite spektrum mocy zakłócone przez drgania zasilania: Wysoki pik mocy przy 50 Hz świadczy o zakłóceniu zapisu, zwykle z powodu zwiększonego szumu elektrycznego uziemienia sieci w danym pomieszczeniu (patrz również ryc. 33)

Artefakty EMG

Z powodu swojej wrażliwej natury (zakres sygnału rozpoczyna się od kilku mikrowoltów) sygnał EMG może podlegać zakłóceniom zewnętrznym lub innym artefaktom. Większości z nich można łatwo uniknąć poprzez właściwe przygotowanie skóry oraz sprawdzenie umieszczenia elektrod. Celem łatwiejszej identyfikacji zakłóceń poniżej przedstawiliśmy przykładowe wykresy zapisów EMG z artefaktami.

Interferencja z drganiami zasilania

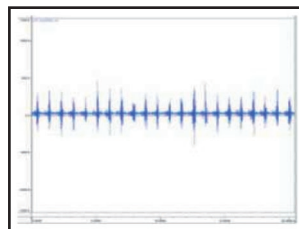
Wzmacniacz EMG może wychwytywać szum uziemienia z sieci zasilania, który zwiększa szum linii podstawowej (szum 50/60 Hz - Ryc. 33). Jeżeli elektrodę umieszczono właściwie, źródłem problemów jest zwykle inne urządzenie (słabo uziemione). Celem jego rozwiązania, należy uziemić wszystkie urządzenia, zwłaszcza wyposażone w silniki elektryczne (bieżnie ruchome, maszyny treningowe, maszyny izokinetyczne itp.). Można spróbować również zmienić podłączenie zasilania i zawsze unikać adapterów i przedłużaczy przy podłączaniu wzmacniacza EMG.



Ryc. 33 Surowy zapis EMG zakłócony przez drgania zasilania

Odcięcie linii podstawowej

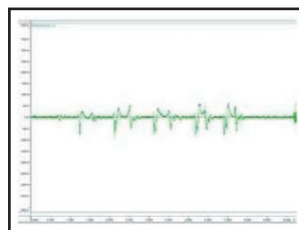
Stałe przesunięcie linii podstawowej EMG może wystąpić w przypadku zmiany miejsca przyłożenia elektrody po wykonaniu autokalibracji lub gdy pacjent nie rozluźnił się przy rozpoczęciu zapisu (Ryc. 34). Należy użyć funkcji "Korekcja offsetu" celem usunięcia przesunięcia przed rozpoczęciem rejestracji zapisu.



Ryc. 34 Zakłócenia zapisu EMG z dodatkowym przesunięciem offsetu

Przesunięcie linii podstawowej

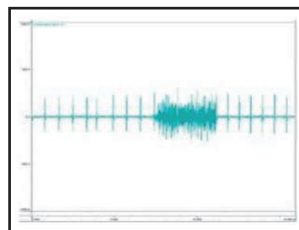
Każde regularne wyładowanie EMG powraca do linii zerowej w czasie kilku milisekund, a linia spoczynkowa EMG jest stale na poziomie zerowym. Każde widoczne przesunięcie > 5 ms wskazuje na artefakt (Ryc. 35). Zwykle pojawia się on, jeżeli kable zbyt mocno się poruszają lub gdy odległość pomiędzy brzuchem mięśnia zmienia się np. wskutek działania sił zewnętrznych (złe mocowanie kabla) lub ucisk. Przy wykonywaniu pomiarów w czasie skoków można obserwować podobne duże przesunięcia brzucha mięśnia (trzęsienie się mięśnia wskutek działających sił). Właściwe umocowanie elektrod/kabli oraz bardzo dobre przygotowanie skóry mogą rozwiązać ten problem.



Ryc. 35 Surowy zapis EMG z artefaktami ruchów kabla

Artefakty EKG

Przy wykonywaniu zapisów z okolic położonych w pobliżu serca (tułów po lewej stronie, ramię) w zapisie EMG mogą pojawiać się zakłócenia EKG (Ryc. 36). Jest to artefakt biologiczny, którego nie można uniknąć. Można go zminimalizować poprzez bardzo dobre przygotowanie skóry oraz modyfikację położenia elektrody uziemiającej. Nowoczesne systemy obróbki sygnału mogą "oczyścić" zapis z tych artefaktów bez wpływu na charakterystykę EMG (patrz rozdział „Obróbka sygnału-redukcja EKG”).



Ryc. 36 Surowy zapis EMG z artefaktami EKG

Przygotowanie EMG – Lista czynności

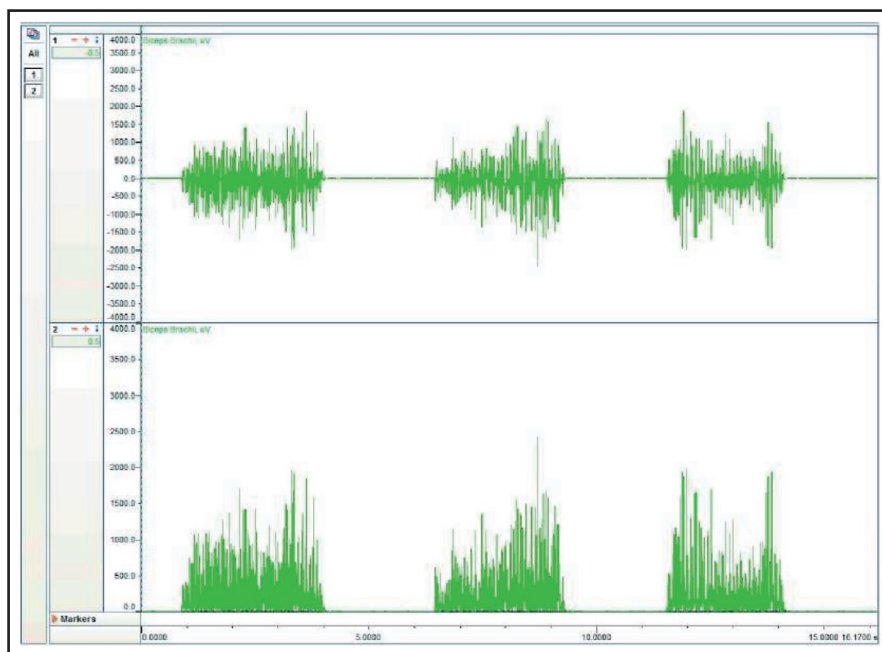
Działanie/krok	Komentarz
1. Poproś badanego o założenie odpowiedniej odzieży	Potrzebny jest łatwy dostęp do mięśni, który może być utrudniony np. przez rajstopy etc. Zbyt sztywna odzież znajdująca się nad elektrodami może powodować artefakty.
2. Wybierz technikę "nawigacji" celem zidentyfikowania lokalizacji elektrod oraz punktów rozpoznawczych dla danego obszaru anatomicznego	Zaznacz punkty lokalizacyjne pisakiem, wykreśl linie obserwacyjne. Użyj elastycznej taśmy pomiarowej do wyznaczenia odległości. Postępuj zgodnie z wytycznymi np. SENIAM.
3. Oczyszcz skórę płynem abrazyjnym/przewodzącym	Najprostsza i najszybsza metoda! Alternatywnie: bardzo dokładne czyszczenie alkoholem
4. Umieszczaj elektrody prostopadle do włókien mięśniowych w typowej odległości wynoszącej 2 cm, użyj najmniejszych dostępnych elektrod	Jeżeli to możliwe, unikaj motorycznych płytek końcowych (testy statyczne) i wybierz środkową część brzośca mięśniowego celem poprawy selektywności oraz zmniejszenia ryzyka przemieszczenia się brzośca mięśnia.
5. Oczekaj przynajmniej 3 minuty, w tym czasie przygotuj, rozgrzej, rozciągnij mięśnie pacjenta.	Styk elektrody ze skórą wymaga nieco czasu do osiągnięcia stabilnych warunków elektrycznych (impedancji). Początkujący powinni sprawdzić impedancję elektrod.
6. Podłącz i umocuj elektrody	Dla testów dynamicznych należy umocować wszystkie podłączenia, unikając tworzenia naprężeń działających na elektrody
7. Poleć pacjentowi położyć się na leżance i rozluźnić się	Można położyć również pacjenta na podłodze lub kazać mu usiąść.
8. Uruchom monitor i sprawdź każdy zapis EMG: zwróć szczególną uwagę na linię podstawową!	Sprawdź poziom szumu, wyzeruj offset i skoryguj ewentualne przesunięcia w czasie ruchów w stawach
9. Sprawdź obecność wyładowań EMG w czasie skurczu mięśnia: czy widzisz zapis EMG?	Poprzez przeprowadzenie ręcznych testów mięśni należy sprawdzić ogólny wygląd zapisu EMG

Uwagi ogólne

Surowy zapis EMG zawsze zawiera bardzo istotne informacje i może on służyć jako pierwsze obiektywne źródło informacji i dokumentacji unerwienia mięśni. Charakterystyka „przełączania (off-on)” oraz „mniej więcej” i inne rodzaje oceny jakościowej możliwe do przeprowadzenia, pozwalają na zrozumienie zachowania się kontroli nerwowo-mięśniowej w czasie testów i ćwiczeń. Jeżeli celem badania jest ilościowa analiza amplitudy, to w większości przypadków należy najpierw zastosować obróbkę sygnału, która zwiększy jego dokładność oraz wiarygodność stwierdzonych zmian. Zgodnie z zaleceniami dla prac naukowych (ISEK, SENIAM) w zapisach EMG nie należy stosować żadnych filtrów sprzętowych (np.: filtrów odcinających) poza filtrami pasmowymi we wzmacniaczu (10 - 500 Hz), które są niezbędne dla uniknięcia zjawiska antyaliasowania w próbkowaniu. Najlepiej, aby w każdym momencie, nawet po obróbce post hoc możliwe było powrót do surowego zapisu EMG. Poniżej omówiono niektóre metody obróbki sygnału EMG.

Oczyszczanie pełnej fali

Najpierw wszystkie amplitudy ujemne są konwertowane na dodatnie, piki ujemne przenoszone na kierunek dodatni lub odbijane przez linię podstawową (Ryc. 37). Oprócz uzyskania przejrzystości zapisu, efektem tego działania jest uzyskanie możliwości wykreślenia krzywych dla standardowych parametrów amplitudy jak wartość średnia, szczyt/maksimum oraz pole (surowy zapis EMG ma średnią wartość amplitudy równą zero).



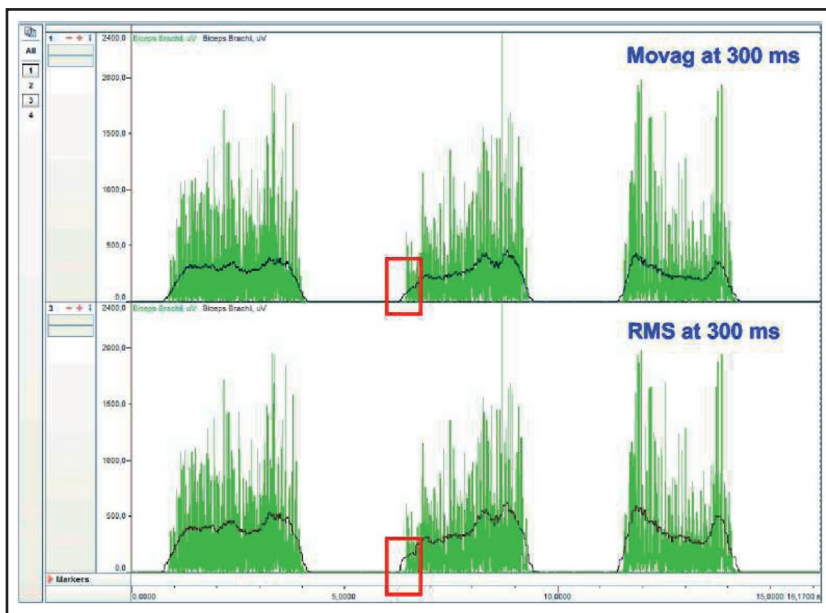
Ryc. 37: Surowy zapis EMG z pikami EKG

Zasady ogólne

Tak jak wspomniano powyżej interferencyjny wzorec EMG posiada naturę przypadkową – z powodu ciągłych zmian w rekrutacji jednostek motorycznych w ramach dostępnych jednostek oraz nakładania się ich potencjałów czynnościowych. W wyniku tych zjawisk niemożliwe jest powtórzenie się wyładowania EMG o dokładnie takim samym kształcie. Celem rozwiązania tego problemu, niepowtarzalna część sygnału jest minimalizowana poprzez zastosowanie cyfrowych algorytmów wygładzających, które uwypuklają główny kierunek, w którym podąża sygnał. Piki o wygórowanej amplitudzie zostają przycięte; sygnał zostaje zlinearyzowany. Stosowane są tutaj 2 algorytmy:

Ruchoma średnia (Moving average, Movag) oparty na określonym przez użytkownika oknie czasowym, niektóre dane zostają uśrednione za pomocą techniki ślizgającego się okna. Jeżeli algorytm ten jest stosowany do oczyszczania sygnału, to zwany jest również średnią wartością oczyszczoną (Average Rectified Value, AVR) i służy jako „estymator zachowania się amplitudy” (SENIAM) (Ryc. 38).

Pierwiastek z kwadratu średniej (Root Mean Square, RMS) Oparty na obliczeniach pierwiastka kwadratowego, RMS odzwierciedla główną moc sygnału (zwany jest również RMS EMG) i jest zalecany do wygładzania zapisu (2, 3).



Ryc. 38: Porównanie dwóch algorytmów wygładzających dla tej samej części zapisu: kształt zapisów jest bardzo podobny, algorytm RMS (dolny zapis) charakteryzuje się wyższą amplitudą niż zapis z algorytmem MovAg (zapis górny)

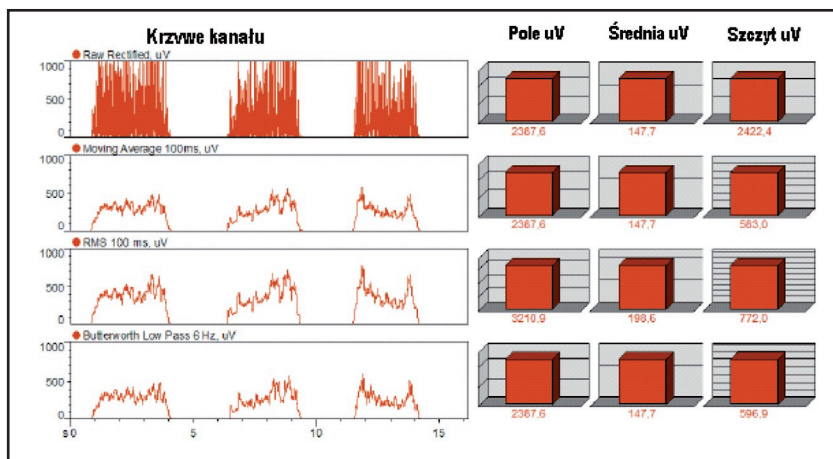
Oba algorytmy zdefiniowane są w pewnym oknie czasowym, którego szerokość w badaniach kinezyjologicznych wynosi 20 ms (dla szybkich ruchów jak skakanie, badań odruchów) do 500ms (ruchy wolne lub badania statyczne). Wartością, która zwykle sprawdza się w większości warunków jest 50 do 100 ms. Im wyższe okno czasowe, tym wyższe ryzyko przesunięcia fazowego skurczów z nadmiernymi wzrostami sygnału (patrz czerwony trójkąt na Ryc. 38).

Zasady ogólne

Za wyjątkiem zastosowania filtrów pasmowych we wzmacniaczu, w rutynowych badaniach kinezyologicznych EMG nie ma potrzeby stosowania dodatkowych filtrów (pod warunkiem stosowania nowoczesnych wzmacniaczy). Zalecenia dla badań naukowych (SENIAM, ISEK) zabraniają ustawiania węższego pasma, a celem badań jest rejestracja pełnej szerokości pasma od 10 do 500 Hz. Nie należy stosować żadnych filtrów odcinających (np. wycinających szumy o częstotliwości 50 lub 60 Hz), gdyż traci się zbyt wiele mocy sygnału EMG. Urządzenia ze sprzężeniem zwrotnym pracujące na w dużym stopniu obrobionym sygnale nie powinny być stosowane do badań naukowych.

Zastosowanie filtrów w EMG

W pewnych sytuacjach, zastosowanie dodatkowych filtrów cyfrowych może być korzystne. Alternatywą dla wygładzania za pomocą algorytmów Movag i RMS jest filtr niskopasmowy 6 Hz (np. Butterworth, 2-rzędowy lub wyższy – patrz Ryc. 39), który może służyć do linearyzacji zapisu EMG (11). Korzyścią płynącą z zastosowania filtrów cyfrowych wyższego rzędu jest zmniejszenie nasilenia zjawiska przesunięcia fazowego, które omówiono w poprzednim rozdziale.



Ryc. 39: Porównanie trzech algorytmów wygładzających oraz ich wpływu na kształt i statystykę amplitudy. Filtr niskopasmowy 6 Hz Butterworth (najniższy kanał) w porównaniu z MovAg w oknie o szerokości 100ms. Oba zapisy mają ten sam kształt i identyczne zapisy amplitudy.

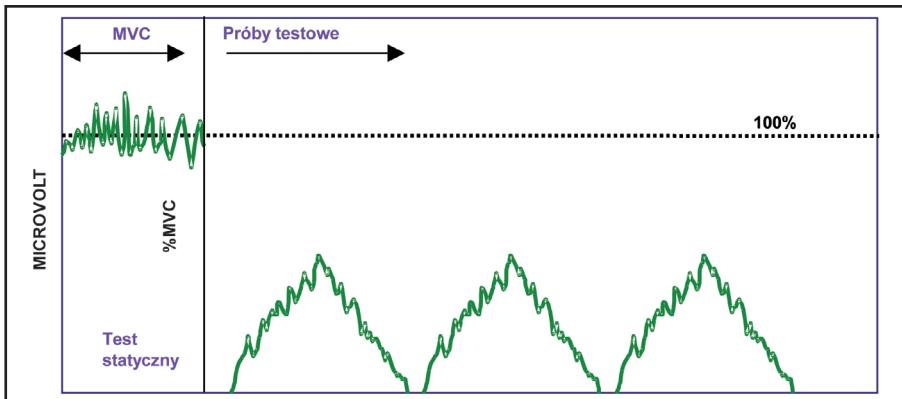
Badania o charakterze dynamicznym z użyciem elektrod cienkoigłowych mogą być zakłócone przez artefakty ruchowe (patrz Ryc.22). Można je zminimalizować poprzez zastosowanie filtrów wysokopasmowych 20 - 25 Hz (patrz rozdział „elektrody cienkoigłowe”). Tego typu filtry nie zmieniają w istotny sposób średniego kształtu zespolonych krzywych np. typowo obrabianych w badaniach chodu (patrz rozdział „EMG uśrednione/zespolone”). Przy zastosowaniu elektrod dopochwowych lub doodbytniczych użycie filtrów wysokopasmowych może stabilizować przesunięcia linii podstawowej pojawiające się wskutek niestabilności styku elektrody z powierzchnią mięśnia/skóry. Istnieją filtry typu Finite Impulse Response (FIR) oraz Infinite Impulse Response Filter (IIR) w kilku podklasach (wygaszanie brzegu okna), których parametry mogą zostać optymalnie dobrane przez specjalistów celem jak najlepszego dopasowania sygnału do danego celu. W innych przypadkach w przypadku kinezyologicznego EMG standardową obróbkę sygnału stanowi oczyszczenie RMS i wygładzenie.

Uwagi ogólne

Dużą niedogodnością analizy EMG jest fakt, że amplituda (w skali mikrowoltów) w znacznym stopniu zależy od warunków pomiaru (patrz rozdział „Wpływ warunków rejestracji”): może się ona znacznie różnić dla różnych umiejscowień elektrod, pacjentów a nawet w przypadku codziennych pomiarów w tej samej lokalizacji. Rozwiązaniem pozwalającym na przezwycięzenie „niepewnego” charakteru parametrów w skali mikrowoltowej jest normalizacja do wartości referencyjnej (tj. maksymalnego dowolnego skurczu - maximum voluntary contraction, MVC) dla skurczu referencyjnego. Podstawowym założeniem jest „skalibrowanie wartości mikrowoltowej do jednostki kalibracyjnej o znaczeniu fizjologicznym „procentu maksymalnej pojemności unerwienia” w pojęciu szczególnym. Inne metody normalizują do wartości średniej wewnętrznej dla danego pomiaru lub do poziomu EMG pewnej submaksymalnej aktywności referencyjnej. Główny wpływ wszystkich metod normalizacji polega na eliminacji wpływu warunków pomiaru, a następnie dane są reskalowane z mikrowoltów na procenty wartości referencyjnej. Na podkreślenie zasługuje fakt, że normalizacja amplitudy nie zmienia kształtu krzywych EMG, lecz jedynie skalowanie osi Y.

Koncepcja normalizacji MVC

Najpopularniejsza metoda zwana normalizacją MVC, odnosi się do maksymalnego dowolnego skurczu (Maximum Voluntary Contraction) wykonanego przed rozpoczęciem pomiarów testowych (Ryc. 40).



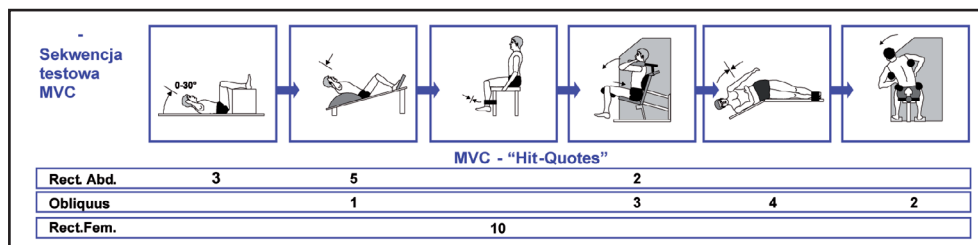
Ryc. 38: Porównanie dwóch algorytmów wygładzających dla tej samej części zapisu: kształt zapisów jest bardzo podobny, algorytm RMS (dolny zapis) charakteryzuje się wyższą amplitudą niż zapis z algorytmem MovAg (zapis górny)

Zwykle skurcze MVC wykonywane są przeciwko statycznemu oporowi. Aby naprawdę zbadać maksymalne unerwienie konieczne jest dobre oparcie wszystkich segmentów. Zwykli (niewytrenowani) pacjenci mogą mieć problem z osiągnięciem poziomu MVC, gdyż nie są przyzwyczajeni do takiego wysiłku.

U pacjentów, którzy nie mogą i nie powinni wykonywać MVC z powodu uszkodzenia struktur mięśniowych należy rozważyć inne metody obróbki i analizy. W przypadku oceny rehabilitacji można zastosować „akceptowalny maksymalny wysiłek” (acceptable maximum effort, AME), który służy jako wskazówka w programach leczniczych z zastosowaniem sprzężenia zwrotnego. AME nie stanowi równoważnika MVC, gdyż jego wartość może się znacznie różnić z dnia na dzień.

Przeprowadzanie normalizacji MVC

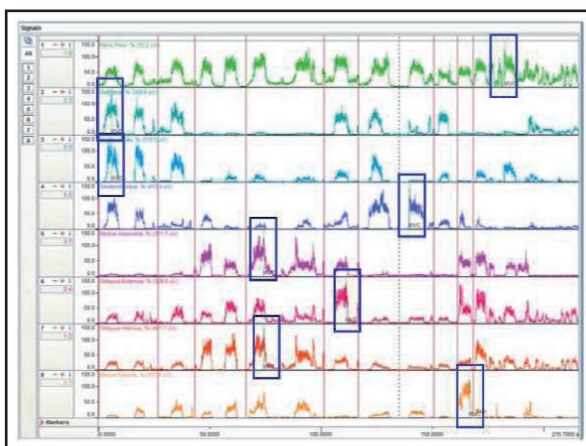
Test MVC należy wykonywać dla każdego badanego mięśnia osobno. Pierwszy krok stanowi określenie ćwiczenia/pozycji, która umożliwi skuteczne maksymalne unerwienie (nie wywieranie siły!). Dla mięśni kończyn najlepsze wyniki daje zwykle wykonywanie izolowanego ruchu w pojedynczym stawie – przy statycznym oparciu w pozycji pośredniej w zakresie ruchów (ROM). Dla mięśni tułowia najlepszy jest „tańcuch mięśniowy”. Jeżeli to tylko możliwe należy używać mocnych maszyn z pasami mocującymi. Warty podkreślenia jest fakt, że w zależności od indywidualnych zdolności koordynacyjnych pacjenta najwyższa wartość MVC może pojawiać się w różnych testach /pozycjach, zwłaszcza w przypadku mięśni tułowia: dlatego należy wypróbować dwie lub więcej pozycji i ćwiczeń oraz ostatecznie wybrać tę, która daje najwyższe poziomy EMG. W skomplikowanych badaniach dotyczących mięśni tułowia i biodra zaleca się wybranie sekwencji najlepszych ćwiczeń i wykonywanie ich w kolejności losowej (Ryc. 41).



Ryc. 41: Sekwencja testowa MVC dla mięśni tułowia/bioder (Rectus abd., Obliquus ext. abd., Rectus femoris). Liczby poniżej wskazują ilu z 10 badanych wykazało najwyższe unerwienie w danym ćwiczeniu.

Po początkowej rozgrzewce (rozciąganie, aerobik, 5-10 min) poproś pacjenta o powolne zwiększanie wywieranej siły, aż do maksymalnego wysiłku po 3-5 s, wytrzymanie 3 s i stopniowe zwalnianie w czasie 3 s. Sekwencję należy powtórzyć przynajmniej raz, z okresem przerwy wynoszącym około 30 do 60 s. Sekwencję należy powtórzyć dla każdego ćwiczenia MVC (badania wymagają kolejności przypadkowej, celem uniknięcia systematycznego wpływu zmęczenia).

Najbardziej ekonomiczny sposób stanowi przechowywanie wszystkich danych w jednym pliku i przerywanie zapisu w czasie zmian pozycji testowej (Ryc. 42). Pozwala to na zastosowanie algorytmów matematycznych celem automatycznego obliczenia odcinka pików, niezależnie od ćwiczenia, w którym je uzyskano. Wartość MVC nie jest obliczana jako pojedynczy pik, z powodu zbyt dużej zmienności. Bardziej stałą wartością referencyjną jest średnia amplituda najwyższego odcinka sygnału np. o czasie trwania 500 ms. Określa się ją za pomocą algorytmów techniką przesuwanego okna.





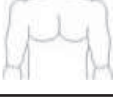

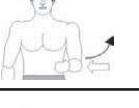

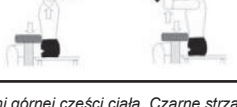


Ryc. 42: Przykład 8 kanałowej sekwencji MVC. Każdy test MVC został powtórzony przynajmniej jednokrotnie i oddzielony przerwą (czerwone linie). Automatyczny algorytm wykrywa odcinki najwyższych amplitud EMG (zielone słupki opisane MVC) i zapisuje je do dalszego użycia. System MYORESEARCH XP, NORAXON INC. USA

Propozycje pozycji testowych MVC




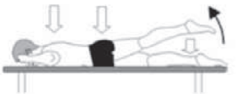



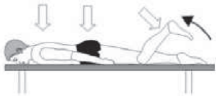



Dla prawidłowego przeprowadzenia ćwiczenia MVC niezbędne jest dobre oparcie i skurcz przeciwko sztywnemu oporowi. Niektóre ćwiczenia można wykonywać na leżance stosując pasy oraz opór manualny. Pomocne są również maszyny treningowe, gdyż umożliwiają one właściwe mocowanie. Wiadomości zawarte w poniższej tabeli oparte są na praktycznym doświadczeniu. Ciągłe braki jest systematycznych badań naukowych dotyczących skutecznych pozycji MVC, tak więc wybór najlepszego ćwiczenia należy opierać na wynikach badań wstępnych.

Pozycje MVC dla mięśni przedramienia/ramienia

Grupa mięśniowa	Ćwiczenie	Komentarze
Zginacze/prostowniki ramienia		Pozycja siedząca lub na klęczkach (naprzeciwko kostki) ze stabilnym podparciem przedramienia. Opór manualny, można zastosować pasy. Jako ćwiczenie kontrolne należy rozważyć m. najszerzy grzbietu i piersiowy większy
Mięsień dwugłowy ramienia		Ćwiczenie wymaga pewnej stabilizacji łokcia i oparcia tułowia. Najlepiej przeprowadzić je w pozycji siedzącej lub na klęczkach (naprzeciwko kostki). Jako ćwiczenie kontrolne należy rozważyć m. najszerzy grzbietu
Mięsień trójąłowy ramienia		Tak samo jak dla m. dwugłowego. Jako ćwiczenie kontrolne należy rozważyć m. piersiowy większy
Mięsień naramienny		Pozycja siedząca z podparciem pleców. Oparcie w pobliżu ramion w pozycji zbliżonej do 90°. Obustronne wykonywanie ćwiczenia zapewnia zrównoważony rozkład siły na tułowie. Przywodzenie najlepsze jest dla części barkowej mięśnia naramiennego. Dla części obojczykowej zaleca się pozycję zginanie/prostowanie.
Mięsień czworoboczny (część zstępująca)		Test MVC wykonuje się tylko jednostronnie. Opór statyczny wywiera się manualnie mocując ramię lub wykorzystując duże obciążenie naciskające na ramię w dół (trudne do wykonania).
Mięsień piersiowy większy		Można wykonywać w różnych pozycjach! Niemniej jednak wszystkie powinny zapewniać dobry opór dla barku/pleców. Pozycja w leżeniu na plecach powinna być skojarzona z użyciem (umocowanego) drążka. Pompki stanowią łatwą do wykonania alternatywę. Oba ćwiczenia powinny być wykonywane do pozycji zgięcia 90° w stawach łokciowych.
Mięsień podgrzebieniowy		Jest to najważniejszy rotator zewnętrzny w pierścieniu rotatorów. Każde ćwiczenie z rotacją zewnętrzną jest właściwe. Dobre wyniki można osiągnąć stosując jedno- lub obustronny manualny opór na przedramię.
Mięsień czworoboczny część poprzeczna/Mięsień równoległoboczny		Przywodzenie w płaszczyźnie poziomej najlepiej stabilizuje mięśnie barku. W pozycji leżącej na plecach należy zastosować pas lub opór manualny. W pozycji siedzącej należy zapewnić dobre oparcie klatki piersiowej oraz opór dzięki zastosowaniu taśm lub maszyny (do wiosłowania)
Mięsień najszerzy grzbietu/ Mięsień czworoboczny część wstępująca		Symulacja podciągania się służy do unerwienia mięśnia najszerzego grzbietu. Należy zapewnić/sprawdzić pozycję przednią i boczną ramienia przy zgięciu 90° w stawach łokciowych. W ten sposób można również ustalić MVC dla m. dwugłowego ramienia i dolnej cz. m. czworobocznego.

Ryc. 43a: Propozycje testów dla MVC mięśni górnej części ciała. Czarne strzałki wskazują kierunek ruchu, a białe kierunek oporu.

Pozycje MVC dla mięśni tułowia, bioder i kończyn dolnych

Grupa mięśniowa	Ćwiczenie	Komentarze
Prosty brzucha. Skośny wewnętrzny brzucha		Przeprowadzenie odpowiedniego testu MVC dla mięśni brzucha jest trudne do wykonania. Najlepsze są ćwiczenia w pozycji siedzącej, które charakteryzują się bardzo dobrym oparciem nóg. Należy zgiąć plecy o około 30° i zastosować pas lub oparcie manualne w tej pozycji. Wyładowania mięśni skośnych mogą być wyższe przy dodaniu do zgięcia rotacji tułowia.
Skośny brzucha zewnętrzny		Ten test MVC wymaga dobrej koordynacji ruchowej. Pozycja wyjściowa w leżeniu na boku z mocowaniem bioder i kończyny dolnej. Pacjent unosi się w górę, należy zapewnić oparcie w tej pozycji. Ważnym ćwiczeniem kontrolnym jest mięsień prosty brzucha.
Prostownik grzbietu/wielodzielny		Pozycja w leżeniu na brzuchu. Ponieważ w pozycji tej działają wszystkie mięśnie grzbietu w łańcuchu można wykonać MVC dla prostownika grzbietu, mięśni pośladkowych i ścięgien podkolanowych. Jako kontrolne ćwiczenie należy wykonać izolowane prostowanie pleców na maszynie.
Pośladkowy większy		Ćwiczenie kontrolne dla mięśnia pośladkowego większego można wykonać zarówno przy wyprostowanych jak i zgiętych stawach kolanowych z nieco skróconymi na zewnątrz kończynami dolnymi. Ważna jest pozycja przeprostna (~20°).
Pośladkowy średni		Przywodzenie biodra można wykonać w podpartym leżeniu na boku lub na plecach. Niektóre osoby mają wyższe amplitudy EMG na stojąco.
Przywodziciele		Ściskanie dużego i shtywnego walka
Prosty uda		Łatwe i dobre ćwiczenie na wszystkie mięśnie czworogłowe. Pacjent wykonuje prostowanie w stawie kolanowym w pozycji zgięciowej między 90° a 70°
Mięśnie kulszowo-odnogowe		Izolowany test dla ścięgien podkolanowych. Należy zapewnić bardzo dobre mocowanie bioder (pas/ciężka osoba) i wykonywać jednostronne zginanie w stawie kolanowym ~ 20-30°. Ważne ćwiczenie kontrolne stanowi test dla prostownika grzbietu
Brzuchaty łydki		Jeden z najsilniejszych mięśni człowieka, wymaga dużego oporu (maszyna) mocującego biodra. Pacjent wykonuje jednostronne zgięcia podszwowe w stawie skokowym w pozycji 90°
Płaszczkowaty		Ważne ćwiczenie kontrolne dla mięśnia płaszczkowatego, gdyż m. brzuchaty łydki ma w tej pozycji utrudnione działanie. Pacjent wykonuje jednostronne zgięcia podszwowe. Dobre mocowanie stawu kolanowego z powodu występowania dużych sił jest niezbędne.
Piszczelowy przedni		Mięsień piszczelowy przedni musi być mocowany ręcznie. Ćwiczenie wykonuje się jednostronnie

Ryc. 43a: Propozycje testów dla MVC mięśni górnej części ciała. Czarne strzałki wskazują kierunek ruchu, a białe kierunek oporu.

Korzyści z normalizacji MVC

Dane znormalizowane MVC pozwalają na ocenę wysiłku nerwowo-mięśniowego "zainwestowanego" lub koniecznego dla wykonania danego zadania lub ćwiczenia. Na poziomach mikrowoltów, ocena żądań nerwowo-mięśniowych jest niemożliwa, wyniki w znacznym stopniu zależą od indywidualnych warunków detekcji sygnału. Jakikolwiek dane "normatywne" dotyczące amplitudy wyrażone w mikrowoltach należy traktować z dużą ostrożnością. Dane znormalizowane MVC informują, na jakim poziomie możliwości pracuje mięsień, jak skuteczny jest zastosowany trening oraz o wymaganiach ergonomicznych pracownika przy wykonywaniu danego zadania.

Inną korzyścią płynącą z normalizacji MVC jest zreskalowanie wyników do procenta wartości referencyjnej, wystandaryzowanej dla wszystkich uczestników badania. Eliminuje to wpływ zmieniających się warunków detekcji sygnału. Dzięki temu możliwe jest bezpośrednie ilościowe porównanie wyników EMG pomiędzy badanymi osobami. Można przeprowadzić statystykę grupową i dalszą analizę statystyczną.

Wady normalizacji MVC

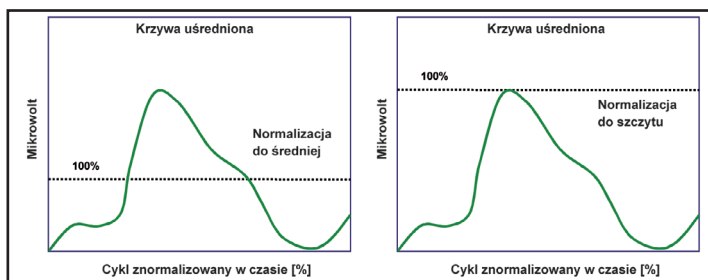
Koncepcja MVC może być zastosowana jedynie w badaniach dotyczących zdrowych i wytrenowanych osób. Nawet w takich przypadkach należy rozważyć pewne wątpliwości: czy badany jest zdolny do wykonania wiarygodnej próby, czy wykonuje ćwiczenie testowe właściwie napinając mięśnie oraz czy wybrana długość mięśnia jest reprezentatywna dla ruchów dynamicznych itp. Często ponadmaksymalne wyniki EMG obserwuje się przy wykonywaniu submaksymalnych ćwiczeń dynamicznych. Niestety zjawisko to nie zostało jeszcze systematycznie zbadane naukowo, a za jego powstawanie mogą odpowiadać różnorakie czynniki jak np.:

- Zmiany długości mięśnia wskutek ruchów dynamicznych
- Zastosowanie okna MVC zamiast punktu szczytowego danych
- Synchronizacja jednostki motorycznej i nasilone nakładanie się elektryczne w czasie ruchów submaksymalnych

Jak wspomniano poprzednio, wiarygodne dane MVC można uzyskać jedynie u osób zdrowych, które zostały przygotowane (wytrenowane) do wykonywania serii testów MVC. Czyni to organizację metodologiczną badania dość czasochłonną i niewygodną. W przypadku 16-kanalowego zapisu EMG przy jednorazowym powtórzeniu, odpowiednie przeprowadzenie serii testów MVC wymaga około jednej godziny przygotowań. Większość recenzentów czasopism naukowych zwyczajowo wymaga MVC lub innej normalizacji danych. Niemniej jednak należy podkreślić, że testy MVC mogą wypadać niewiarygodnie i powodować niestabilność i niewiarygodność danych, zamiast przynosić oczekiwane korzyści. Zmiana filozofii analizy pozwala zwykle na uniknięcie konieczności normalizacji (patrz rozdziały „Analiza” poniżej). Zwłaszcza w przypadku pracy z grupami pacjentów, nie można w ogóle oczekiwać uzyskania wiarygodnych wyników MVC. Dla większości przypadków klinicznych lepiej jest pozostać przy skalowaniu mikrowoltowym przy zapewnieniu bardzo dobrze przygotowanej skóry i wystandaryzowanym styku elektrody ze skórą, akceptując pewien poziom błędu związany ze zmieniającymi się warunkami detekcji. Przy porównaniu stronami lub z dnia na dzień wyników testów wykonanych przez jednego badanego można założyć zmienność per se uwarunkowaną zmieniającymi się warunkami detekcji na około 10 do 15%. Niemniej jednak należy być bardzo ostrożnym przy dokonywaniu porównań między badanymi: w skrajnych przypadkach różnice mogą łatwo osiągnąć kilkaset procent. Nieznormalizowane wyniki EMG pacjentów należy analizować za pomocą skal jakościowych, jako bezpośrednie porównanie, czynności tego samego mięśnia w różnych pozycjach testowych lub jako jakościowy opis krzywych charakteryzujących cykl ruchu ("zachowanie się mięśnia").

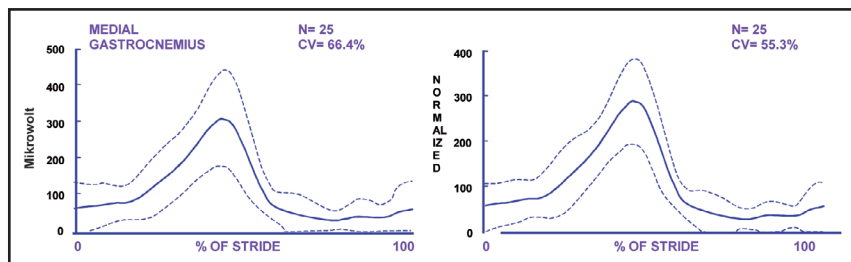
Normalizacja amplitudy wewnętrznej średniej lub wartości szczytowej

Niektórzy badacze dla grupowych średnich krzywych EMG (patrz następny rozdział) zalecają normalizację amplitudy (opartą na wygładzonym, oczyszczonym EMG) celem ustalenia wartości średniej dla każdego testu/ćwiczenia/próby (Ryc. 44). Głównym efektem tego typu postępowania jest zmniejszenie zmienności wyrażające się mniejszymi wartościami współczynnika zmienności (12 – patrz Ryc. 45). Może to przynieść korzyści statystyczne, w postaci zmniejszenia zakresu odchylenia standardowego, ale ponieważ ta metoda normalizacji (podobnie jak inne) nie zmienia kształtu oraz proporcji w obrębie uśrednionej krzywej EMG, jest to korzyść czysto akademicka o mniejszym znaczeniu praktycznym.



Ryc. 44: Normalizacja amplitudy testu – wewnętrzna średnia (po lewej stronie) lub wartość szczytowa (po prawej) dla uśrednionej krzywej.

Alternatywnie wartość szczytową można zastosować jako punkt referencyjny (Ryc. 44). Obie metody charakteryzuje spora niedogodność, gdyż eliminowane są wszelkie informacje (a co najmniej jakościowe) dotyczące poziomu unerwienia, np. krzywa aktywności w pobliżu maksymalnej możliwości mięśnia otrzymuje taki sam wymiar jak na niskim poziomie skurczu. Jakikolwiek porównania pomiędzy próbami wykonanymi przez tego samego pacjenta w tym samym kanale zacierają informacje o współczynniku unerwienia, który jest bardzo ważnym elementem analizy zapisu EMG. Obie metody normalizacji umożliwiają badanie zachowania się unerwienia lub rozwój wzorca EMG w badanym cyklu powtórzeń (typowo w analizie chodu).



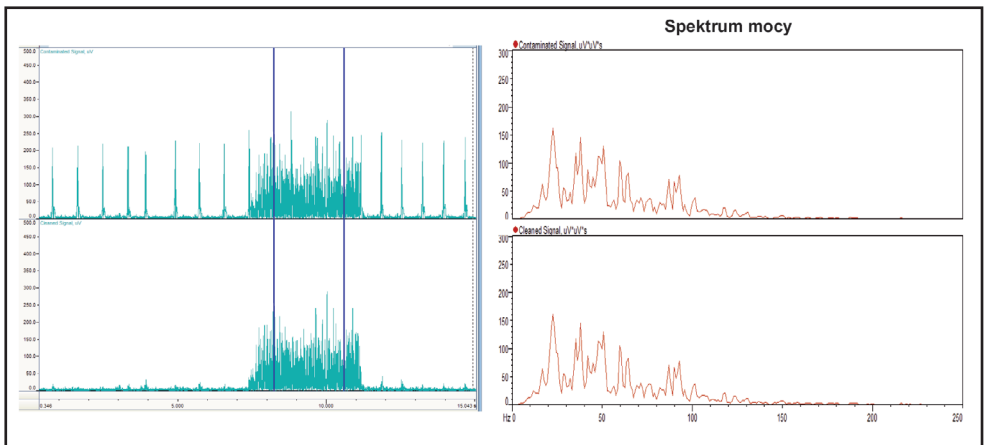
Ryc. 45: Porównanie wartości w mikrowoltach ze średnią wartością znormalizowaną zespolonych średnich dla mięśnia brzuchatego przyśrodkowego łydki. Kształt krzywej nie został zaburzony, ale uzyskano zmniejszenie zmienności (współczynnik zmienności CV-coefficient of variance) wskutek normalizacji (wykres po lewej). Przerysowane z poz. 11, str. 64

Inne metody normalizacji

Opisano inne metody normalizacji (10), jak zastosowanie unerwienia EMG dla referencyjnej aktywności specyficznej dla zadania (np. utrzymanie ramion w pozycji 90° przywiedzenia oraz znormalizowanie EMG dla mięśnia czworobocznego i naramiennego w tej pozycji). Model ten jest jednak krytykowany z powodu możliwości wprowadzenia zamieszania, gdyż nigdy nie znana jest wejściowa indywidualna koordynacja (EMG) z aktywnością referencyjną. Alternatywną koncepcję w stosunku do normalizacji MVC stanowi normalizacja do poziomów submaksymalnych EMG. Znajduje ona praktyczne zastosowanie jedynie, gdy można określić siłę wyjściową; tj. gdy badany może wykonać maksymalny wysiłek (siłowy), wówczas do normalizacji przyjmuje się wartość EMG wynoszącą np. 40% siły maksymalnej.

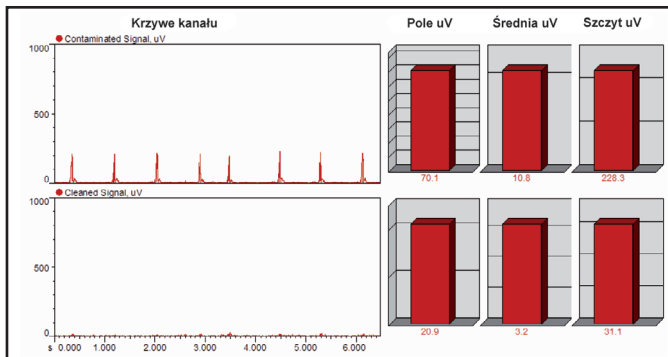
W jaki sposób usunąć artefakty EKG

Jak poprzednio opisano w rozdziale „Artefakty EMG”, wyładowania EKG mogą zakłócać zapisy EMG z górnej połowy ciała. EKG można uznać za EMG serca, ale z powodu synchronizacji elektrycznej jego wartości są około 1000 razy większe (wyrażane w miliwoltach a nie w mikrowoltach), łatwo dociera ono do tkanek i elektrod umieszczonych w górnej części ciała. Szczególnie narażone są regiony mięśniowe położone w pobliżu serca jak ramię i mięśnie górnej części tułowia. Jest to artefakt biologiczny nie do uniknięcia, który nie może być w łatwy sposób przefiltrowany. EKG charakteryzuje centralna częstotliwość wynosząca 80 Hz, przez co lokalizuje się ono w szczytowym rejonie mocy spektrum częstotliwości EMG.



Ryc. 46: Przykład zapisu EMG zakłóconego przez EKG (górny wykres) oraz wynik zastosowania algorytmu redukującego EKG (na dole). Po prawej stronie spektrum mocy FFT w interwale pomiędzy dwoma znacznikami. Proszę zauważyć, że zarówno amplituda jak i spektrum EEG nie zostały zaburzone przez redukcję EKG. System MyoResearch XPTM, NORAXON INC USA

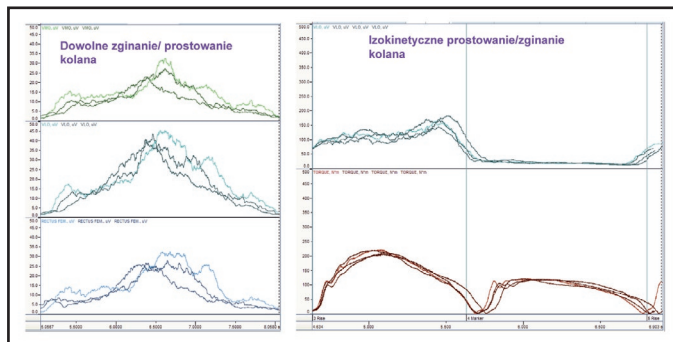
Poprzez połączenie metod adaptatywnego filtrowania z trybem rozpoznawania wzorca, zaawansowane algorytmy potrafią „oczyścić” większość zakłóceń EKG bez wpływu na prawdziwą amplitudę EMG i spektrum mocy (Ryc. 46). Badania w rozluźnieniu mięśni zwykle są zakłócone przez artefakty i bez usunięcia zakłóceń EKG do obliczeń amplitudy mogą wkraść się poważne błędy.



Ryc. 47: Błędy w obliczeniach spowodowane przez interferencje EKG z EMG w pobliżu linii spoczynkowej (badania w rozluźnieniu mięśni). Średnia wartość amplitudy (MEAN) wzrosła z 3,2 (na zapisie oczyszczonym) do 10,8 mikrowoltów.

Naturalna zmienność ruchów człowieka

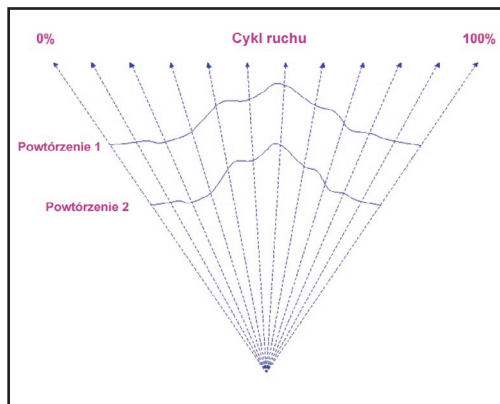
Nawet w przypadku wysoce wystandaryzowanych wzorców ruchowych lub cykli powtórzeń jak normalny chód lub izokinetyczne prostowanie/zginanie kolana, pomiędzy powtórzeniami widoczne są znaczne różnice sygnału oczyszczonego, wygładzonego EMG (Ryc. 48). Losowa natura nakładania się MUAP (patrz rozdział „Natura sygnału EMG”) może mieć tutaj znaczenie, ale główną przyczyną obserwowanych zmian jest zmienność koordynacji typowa dla chodu ludzkiego. Człowiek nie jest robotem i nie potrafi idealnie powtórzyć danego ruchu po raz kolejny: wszystkie dane/wykresy biomechaniczne charakteryzują się zmiennością. Typowo zakresy odchyień standardowych dla uśrednionych krzywych EMG są wyższe niż np. w przypadku krzywych dla kątów lub sił. Oprócz natury samego sygnału znaczenie ma tutaj współgra koordynacyjna pomiędzy agonistami, antagonistami i synergistami, która jest ciągłym procesem kontroli ruchowej i równowagi pomiędzy wszystkimi elementami uczestniczącymi w ruchu. Aby opisać “typową” charakterystykę” ruchu i wejścia nerwowo-mięśniowego, naukowiec powinien rozważyć analizę nie tylko jednego powtórzenia, ale wziąć pod uwagę kilka z nich (> 6 do 30, w zależności od stopnia trudności i współczynnika zmęczenia) i uśrednić je do krzywej „zespolonej średniej”.



Ryc. 48: Zmienność pojedynczego wzorca EMG. Po lewej stronie pokazano nakładanie się sygnałów pochodzących z 3 powtórzeń dla trzech prostowników kolana (obszerny przysrodkowy i boczny, prosty uda) w czasie wykonywania przysiadu. Widoczna znaczna zmienność EMG między powtórzeniami. Po prawej stronie pokazano nakładanie się sygnałów EMG pochodzących z 3 powtórzeń dla mięśnia obszernego przysrodkowego (górny zapis) oraz krzywą dla momentu siły skurczu koncentrycznego i ekscentrycznego prostowania/zginania w stawie kolanowym w urządzeniu izokinetycznym. Zmienność EMG została ograniczona-głównie w wyniku jednostawowego charakteru ruchu prostowania kolana w pozycji siedzącej.

Koncepcja normalizacji czasu

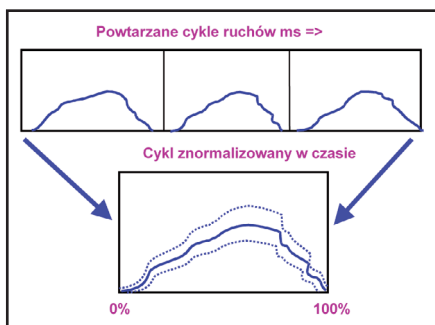
W przypadku ruchów chodu człowieka niemożliwe jest dokładne powtórzenie czasu trwania ruchu, nawet w przypadku zastosowania maszyn izokinetycznych (stała szybkość ruchu kontrolowana przez urządzenie (Ryc. 48)). Uśrednienie takich powtórzeń wymaga znormalizowanego formatu czasu. Najpowszechniej stosowana koncepcja pochodzi z analizy chodu (11), i polega na rozdzielenie wszystkich powtórzeń w danej sekwencji na równą liczbę okresów, dla których oblicza się osobną wartość średnią (Ryc. 49). Oryginalna skala czasu w (milli-) sekundach konwertowana jest do “procentów trwania cyklu” w zakresie 0 do 100%. Zwykle stosuje się podział na 100 (= 1 punkt danych na każdy 1% krok).



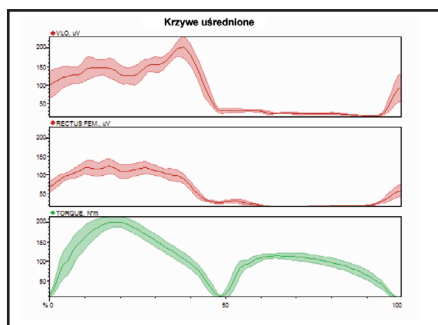
Ryc. 49: Koncepcja normalizacji czasu dla powtórzeń/interwałów o różnym czasie trwania. Każde powtórzenie podzielono na pewną liczbę odcinków i do uśrednienia przyjęto wartość średnią dla każdego odcinka.

Uśrednianie w znormalizowanym czasie

W oparciu o normalizację czasu opisaną powyżej można uśrednić każde powtórzenie do krzywej średniej, krzywej uśrednionej lub zespolonej (Ryc. 50). Zwykle celem wykazania zmienności pomiędzy powtórzeniami przyjmuje się zakres plus/minus 1 odchylenia standardowego (SD) (Ryc. 51). Duże obszary SD wskazują na mniejszą powtarzalność pomiędzy powtórzeniami lub słabą standaryzację testu.



Ryc. 50: Tworzenie uśrednionej krzywej w znormalizowanym oknie czasowym w zakresie 0 do 100%

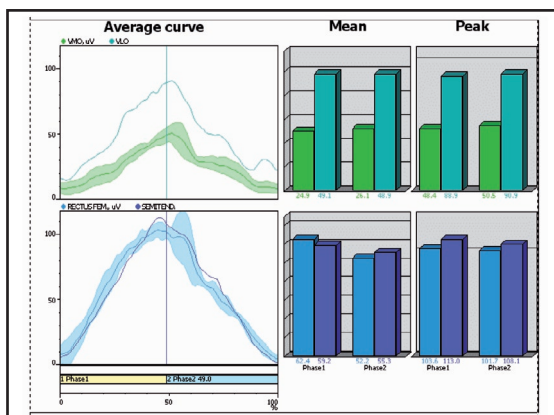


Ryc. 51: Przykład uśrednionych krzywych dla sekwencji izokinetycznej prostowania/zginania kolana przy 60°/s. Linia czerwona= EMG, zielona= moment obrotowy

W testach klinicznych współczynnik zmienności może łatwo osiągnąć wartości >50%, co nie stanowi nieprawidłowego wyniku dla np. wzorców EMG chodu (patrz Ryc. 45).

Strategia uśredniania stanowi najważniejszy element w analizie EMG, ponieważ uśrednianie zespolonych krzywych można łatwo powtarzać, jeżeli ogólna standaryzacja testu została przeprowadzona prawidłowo. Uśrednianie ma dodatkowy „wygładzający” wpływ na krzywą EMG.

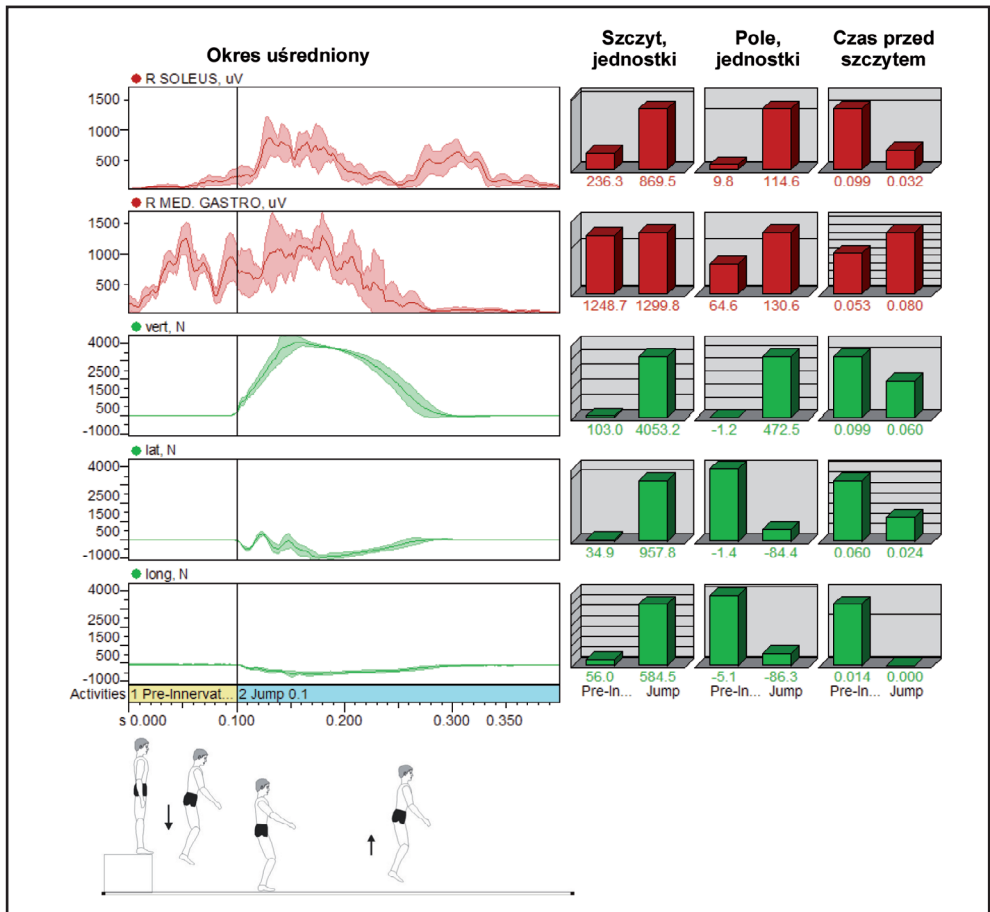
Inną korzyść stanowi unikalny format czasowy umożliwiający uśrednianie grupowe i przeprowadzanie porównań pomiędzy badanymi i ćwiczeniami. Uśrednianie EMG stanowi najlepszą metodę opisywania typowego unerwienia w czasie badanego ruchu lub aktywności. Badanie jakościowe „zachowania się unerwienia” w czasie cyklu ruchu stanowi ważne narzędzie kliniczne, nie wymagające przeprowadzania normalizacji MVC (Ryc. 52).



Ryc. 52: Porównania uśrednionych krzywych w zunifikowanym formacie czasowym uzyskanym na drodze normalizacji czasu. Różnice we wzorcach EMG można łatwo wykryć, opisać jakościowo i ilościowo w przypadku badania tego samego mięśnia w różnych warunkach testowych. Jeżeli porównywane są dwa mięśnie (różne warunki detekcji) należy unikać porównań ilościowych i skupić się na „zachowaniu się unerwienia”.

Uśrednianie bez normalizacji czasu

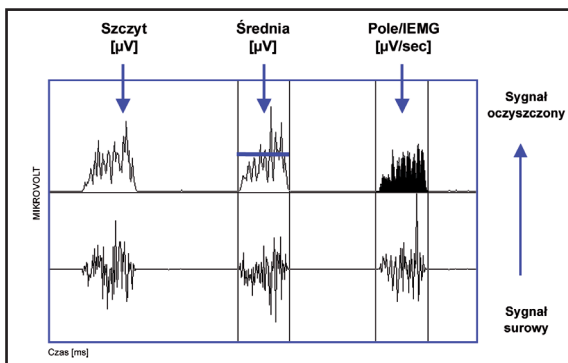
W przypadku analizowania charakterystyki unerwienia w czasie cyklu rozciągania/skracania (skurcze reaktywne < 180 ms) lub w pętach odruchowych, należy unikać normalizacji czasu, gdyż może ona zmienić prawdziwą charakterystykę czasową liczącą sobie kilka milisekund. Alternatywna koncepcja polega na uśrednianiu stałego odcinka czasowego przed i po danym zdarzeniu, jak np. pierwszy kontakt z podłogą przy testach skakania, uderzenie młoteczkami w ścięgno przy badaniu odruchów lub pierwsza zmiana kąta wychylenia platformy przy badaniu odpowiedzi mięśniowej na nagłe odwracanie/nawracanie w stawie skokowym (patrz rozdział „Analiza EMG- Zachowanie się mięśni w czasie”).



Ryc. 53: Uśrednianie bez normalizacji czasu: używa się tutaj stałego odcinka czasowego przed i/lub po (odcinek zaznaczony na niebiesko) powtarzającym wydarzeniem ruchowym (kontakt z podłogą) jako standardowego formatu do uśredniania. Dla zeskoku na platformę sił jak pokazano powyżej celem opisanego fazy pre-unerwienia zastosowano stały interwał czasowy wynoszący 100 ms (odcinek zaznaczony na żółto), interwał czasowy 400 ms po kontakcie z podłożem służy do opisanego aktywności EMG (czerwone krzywe) oraz impulsu (krzywe zielone) skoku.

Standardowe parametry amplitudy

Tak jak w przypadku innych krzywych, zapisy EMG można przeliczać stosując standardowe parametry amplitudy jak średnia, szczyt, wartość minimalna, pole i nachylenie. Przed przeprowadzeniem obliczeń należy zapis oczyścić z uwagi na jego dwubiegunową naturę (Ryc. 54).

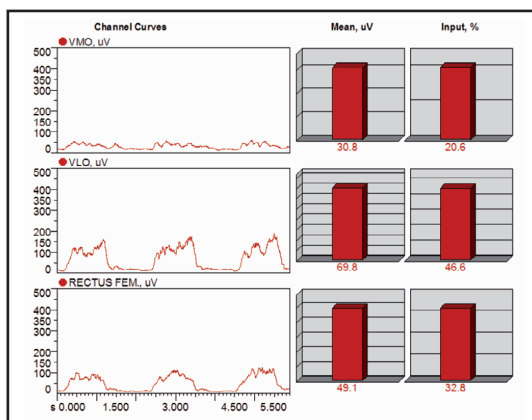


Ryc. 54: Standardowe parametry amplitudy EMG na oczyszczonej krzywej zapisu.

Wartość **szczytu** EMG ma znaczenie jedynie dla krzywych uśrednionych, ponieważ nawet w przypadku oczyszczonych zapisów charakteryzuje się ona zbyt dużą zmiennością. Modyfikacją odpowiadającą obliczeniu pojedynczego szczytu jest określenie **szczytu uśrednionego** np. z pierwszych dziesięciu najwyższych wartości w analizowanym okresie. **Średnia** wartość amplitudy w wybranym interwale czasowym stanowi prawdopodobnie najważniejszy parametr, gdyż jest ona mniej czuła na różnice czasu trwania analizowanych interwałów. Średnia wartość EMG najlepiej opisuje wejściowe unerwienie wybranego mięśnia dla danego zadania i najlepiej sprawdza się w analizie porównawczej. **Pole** stanowi matematyczną całkę amplitudy EMG w danym okresie analizy. W zależności od punktu widzenia można traktować je jako wartość pożyteczną lub szkodliwą, gdyż jest ono bezpośrednio zależne od czasu trwania odcinka wybranego do analizy.

IEMG oznacza zintegrowane EMG. Uprzednio termin ten był zwykle niewłaściwie używany w odniesieniu do analogowo wygładzonych krzywych EMG (za pomocą „czasu integracji” dzięki filtrowaniu analogowemu).

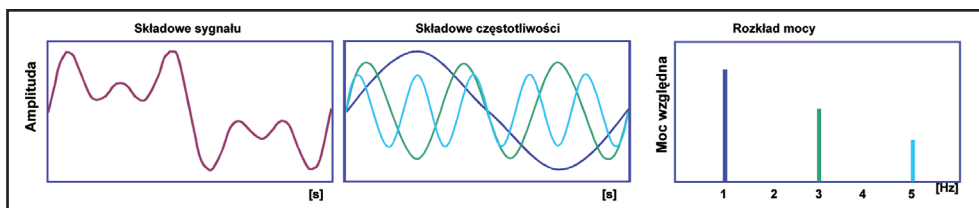
Inną modyfikacją uzyskaną w oparciu o obliczenia wartości **średniej**, jest wartość **Wejścia %**. Początkowo średnie wartości EMG we wszystkich analizowanych kanałach są sumowane, a wynik przyjmuje się jako 100 % wejścia EMG. Następnie, określa się procentowy udział poszczególnych kanałów w wartości 100% (Ryc. 55). Obliczenia te stanowią rodzaj analizy rozkładu i można je stosować celem porównania współczynników unerwienia pomiędzy ćwiczeniami.



Ryc. 55: Wartość średnia dla analizowanego interwału obliczana jest dla trzech mięśni. Wszystkie wartości sumuje się i przyjmuje jako 100%. Wejście % określa procentowy udział każdego mięśnia w zapisie

Obliczanie składowych częstotliwości

Nowoczesna technologia komputerowa umożliwia łatwe zastosowanie szybkich transformacji Fouriera (**Fast Fourier Transformations, FFT**) służących do analizy i estymacji składowych częstotliwości sygnału EMG. W tym modelu nałożony sygnał EMG można potraktować jako sumę fal sinusoidalnych o różnej częstotliwości (Ryc. 56). Algorytm FFT można opisać jako rozbiórkę sygnału EMG na składowe sinusoidalne. Np. najbardziej dominującą (duży zakres amplitudy) sinusoidalną składową EMG jest składowa 80 Hz, najwięcej mocy zapisu EMG przypada na tę częstotliwość. Po wykonaniu takiej analizy rozkładu mocy w sposób ciągły w danym zakresie częstotliwości, zostanie stworzony wykres rozkładu częstotliwości lub **Całkowite Spektrum Mocy** (patrz Ryc. 31).

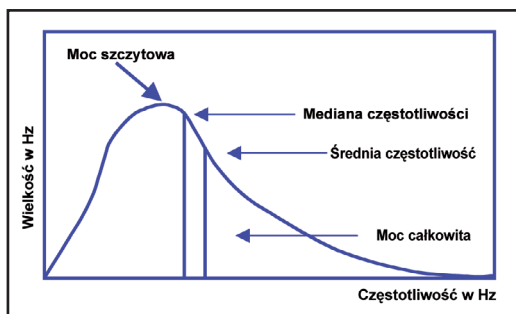


Ryc. 56: Model rozkładu sygnału na częstotliwości składowe w oparciu o FFT. Sygnał (wykres po lewej stronie) składa się z 3 składowych: fali sinusoidalnej o częstotliwości 1 Hz, fali o częstotliwości 3 Hz oraz fali o częstotliwości 5 Hz (wykres środkowy). Rozkład mocy (wykres po prawej) wskazuje różną jej wielkość dla poszczególnych częstotliwości. Zaadaptowane i przerysowane z poz. 3, str. 24

Analiza parametrów Całkowitego Spektrum Mocy

Całkowite spektrum mocy można obliczyć ponownie z następujących parametrów częstotliwości: **średnia częstotliwości** jest matematyczną średnią z krzywej spektrum, **całkowita moc** jest całką pod krzywą spektrum, a mediana częstotliwości jest parametrem dzielącym pole całkowitej mocy na dwie równe części (Ryc. 57).

Szczytowa Moc stanowi maksymalną wartość krzywej całkowitego spektrum mocy, która może służyć do opisu charakterystyki częstotliwości. Najważniejszymi parametrami w analizie częstotliwości EMG są średnia i mediana częstotliwości oraz ich zmiany w domenie czasowej wykonywanych skurczów (badania dotyczące zmęczenia).



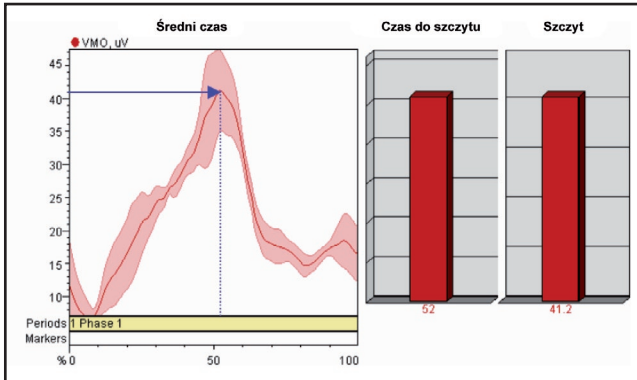
Ryc. 57: Standardowe parametry częstotliwości EMG obliczane z analizy FFT.

Przecięcia linii zerowej lub zwroty do zera

Alternatywą obliczeń opartych o algorytm FFT jest proste zliczenie przecięcia linii zerowej przez sygnał EMG. **Współczynnik przecięcia linii zerowej** dobrze koreluje ze średnią/medianą częstotliwości i może być stosowany jako alternatywa obliczeń FFT, które wymagają czasu oraz odpowiedniego sprzętu komputerowego. Obecnie obliczenia przecięcia linii zerowej straciły na znaczeniu i preferowane są obliczenia oparte o algorytm FFT.

Obliczenia relacji czasu do szczytu

Inną ważną klasę parametrów EMG stanowią parametry opisujące charakterystykę czasową sygnału EMG w odniesieniu do innych sygnałów biomechanicznych lub wydarzeń ruchowych. Najprostszym z nich są obliczenia czasu do szczytu, gdzie oblicza się iloraz czasu od początku analizowanego okresu (lub rozpoczęcia skurczu) do szczytowej wartości amplitudy. Parametr ten jest istotny w np. opisywaniu charakterystyki uśrednionych krzywych (Ryc.58).



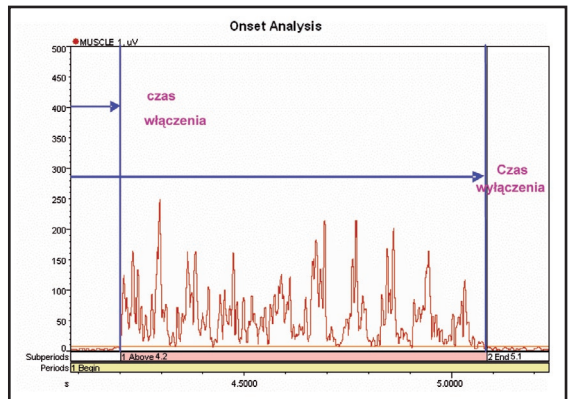
Ryc. 58: Obliczenia Czasu do Szczytu dla krzywej uśrednionej. Początek okresu obliczeniowego przypada na moment rozpoczęcia cyklu ruchu; (znormalizowany) czas szczytu amplitudy stanowi ważny punkt w opisie średniej

Obliczenia Włączenia/Wyłączenia (Onset/Offset)

Głównym założeniem parametrów **Onset** jest obliczenie jak długiego czasu wymaga mięsień do rozpoczęcia działania, jak długo pozostaje on aktywny i jaka jest aktywność EMG w tym czasie (Ryc. 59). Najpopularniejszą metodą pomiarową stanowi tu określanie **szybkości przewodzenia nerwowego**, w której przykładą się bodziec zewnętrzny i mierzy czas do początku zapisu EMG. W oparciu o odległość pomiędzy miejscem przyłożenia bodźca a elektrodą wyliczana jest szybkość przewodzenia.

Inny rodzaj analizy zajmuje się kwestią koordynacji odpowiadając na pytanie "w jakiej kolejności mięśnie zaczynają działać". Dla danego ruchu bada się **kolejność wyładowań** rozpoczynając od pozycji całkowicie rozluźnionej.

Wykresy wzorca początkowego określają, w których odcinkach czasowych badanego ruchu dany mięsień jest czynny lub nieczynny. Początkowo w analizie chodu stosowano wielokanałowe EMG uśredniając wykresy dla cyklu (Ryc.71).

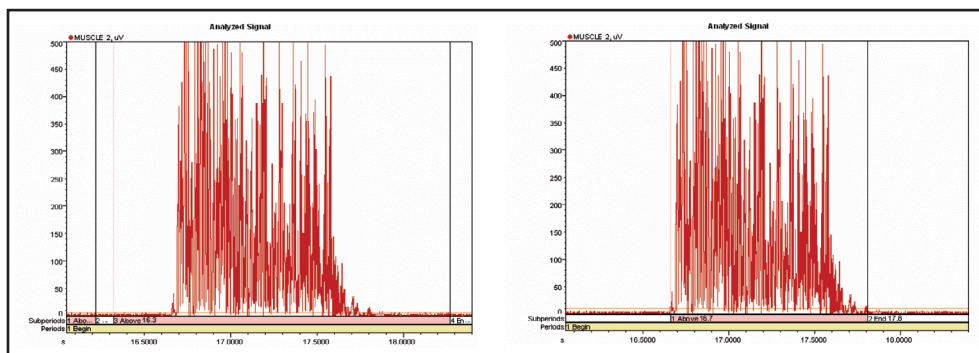


Ryc. 59: Ilustracja okresów czasowych włączenia i wyłączenia mięśnia. W oparciu o początek okresu analizy stosowane są kryteria progowe celem określenia Czasu Początkowego EMG. Jeżeli ta sama wartość progowa zostanie osiągnięta ponownie, moment ten uznaje się Czas Wyłączenia

Określanie progów poprzez wielokrotne SD dla szumu linii podstawowej EMG

Dokładność i wiarygodność obliczeń Włączenia/Wyłączenia zależy od właściwego określenia progu. Stanowi on najczulszy element w tego typu obliczeniach. Celem określenia początku i końca aktywności mięśnia można posłużyć się kilkoma metodami. Najpopularniejsza z nich oblicza zakres odchyłek standardowych dla linii podstawowej EMG przed rozpoczęciem danej aktywności. Następnie określa się mnożnik dla tego zakresu, zwykle wynoszący 2 lub 3. Gdy aktywność mięśnia przekroczy dwu- lub trzykrotnie zakres SD, moment ten określa się jako „Włączenie”. Ponieważ pojedyncze spontaniczne wyładowania mogą przekraczać zakres SD, użyteczne może być określenie minimalnego czasu (minimalnego czasu trwania podokresu), w którym sygnał EMG powinien stale pozostawać powyżej wartości progowej, aby moment ten mógł być uznany za „Włączenie” (np. 50 ms). To samo dotyczy końca sygnału, celem uniknięcia uznania za koniec sygnału pojedynczych przypadkowych przerw w aktywności mięśnia.

Pomimo szerokiego zastosowania, uzyskanie wiarygodnych i powtarzalnych wyników poprzez określanie progu za pomocą SD może być trudne. Szum SD może różnić się w znaczny sposób pomiędzy próbami i badanymi osobami, co uniemożliwia określenie stałego mnożnika dla wszystkich prób. Inny możliwym problemem może być fakt, że nowoczesne aparaty EMG są w dużym stopniu wolne od szumów, tak że dla uzyskania wiarygodnych wyników mnożnik musi wynosić 8 lub więcej (Ryc. 60):



Ryc. 60: Wybór mnożnika dla SD celem ustalenia wiarygodnego progu dla włączania/wyłączenia mięśnia. Próg na wykresie po lewej stronie wynosi 3 odchylenia standardowe i nie wykrywa on właściwie aktywacji mięśnia (linie znaczników i różowe paski). Linia podstawowa wolna od zakłóceń dla właściwego wykrywania włączania/wyłączenia wymaga przyjęcia mnożnika SD na poziomie 8.

Określanie progu na podstawie lokalnej wartości szczytowej

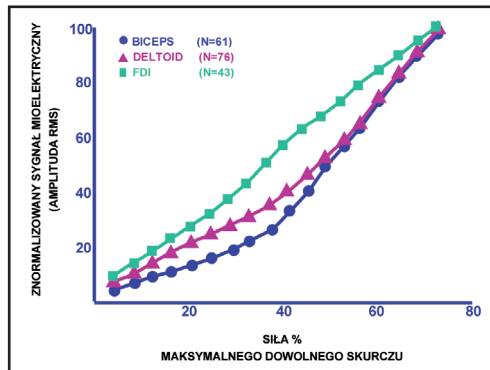
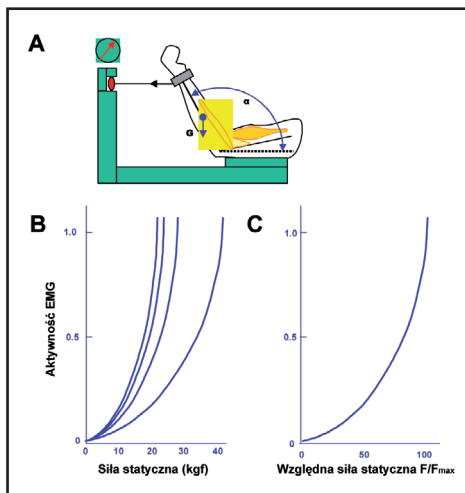
Rozwiązaniem alternatywnym stanowi określenie progu jako wartości procentowej lokalnej wartości szczytowej dla okresu analizy, np. 5%. Ta procedura ustalania progu jest bardziej wiarygodna, gdyż jest niezależna od charakterystyki i zmienności linii podstawowej.

Określanie progu poprzez stałą wartość

Inną metodą jest ustalenie pewnego poziomu w mikrowoltach lub lepiej procentowej wartości z zapisu znormalizowanego MVC. Wybierając którąkolwiek z powyższych metod konieczne jest graficzne sprawdzenie wiarygodności ustalonych wartości progu i okresów Włączenia.

Zależność między wyjściowym EMG a wywieraną siłą

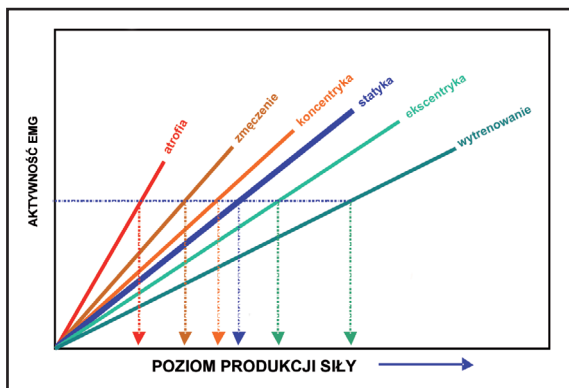
Aktywacja EMG jest wstępnym warunkiem wywierania siły przez mięsień, w związku z czym należy spodziewać się bardzo ścisłej zależności pomiędzy tymi wielkościami. Istotnie oba te parametry są ze sobą silnie skorelowane, lecz niestety ich charakterystyki wewnętrzne mogą się znacznie różnić. Typowy przypadek stanowi zależność krzywoliniowa: przy wyższych siłach dla zwiększenia siły niezbędna jest wyższa aktywność EMG (Ryc. 61):



Ryc. 61: Dwa klasyczne statyczne eksperymenty EMG/siła. Na lewym wykresie (zaadoptowane i przerysowane z poz. 10, str. 110) pokazano zależność współczynnika EMG/siła od pozycji kątowej (A,B), co można wyeliminować za pomocą normalizacji MVC siły. Na rycinie po prawej (przerysowane z poz. 2, str. 193) pokazano współczynniki EMG/siła dla znormalizowanego EMG dla 3 różnych mięśni oraz dane o wywieranej sile.

W pewnych warunkach, przy testowaniu sił statycznych (zarówno EMG jak i siła znormalizowane do ich maksymalnych wartości) niektóre (mniejsze) mięśnie wykazują liniową zależność pomiędzy EMG i siłą (Ryc. 61, prawy wykres). Badanie tego typu związków jest ważne, gdyż w modelach biomechanicznych EMG towarzyszy obliczeniu momentu obrotowego. Z bardziej praktycznego punktu widzenia np. przy procedurach terapeutycznych, można spokojnie przyjąć, że wzrost aktywności EMG towarzyszy zwiększeniu momentu obrotowego oraz sił kompresji działających na stawy w podobny sposób.

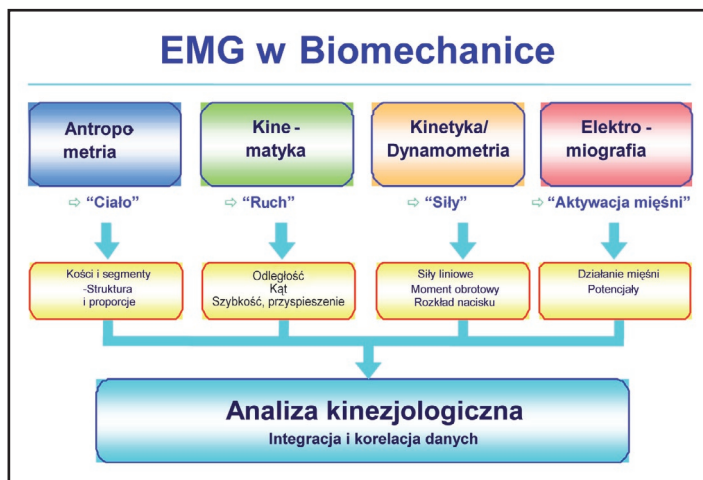
Współczynnik EMG-Siła można stosować celem określenia stanu nerwowo-mięśniowego mięśnia (wytrenowania). Przy skurczach statycznych ze stałe wzrastającą wywieraną siłą, dobrze wytrenowane mięśnie wykazują wyraźnie przesunięcie tego współczynnika w prawo, natomiast mięśnie zanikowe lub niewytrenowane wykazują przesunięcie w lewo (Ryc. 62).



Ryc. 62: Schematyczny związek EMG/siła dla skurczów o narastającej sile. W zależności od stanu mięśni i stopnia ich wytrenowania współczynnik ten może się różnić. Wytrenowane mięśnie wymagają mniejszej aktywacji EMG dla danej siły niż mięśnie w stanie zaniku lub zmęczone.

Rola EMG w badaniach biomechanicznych

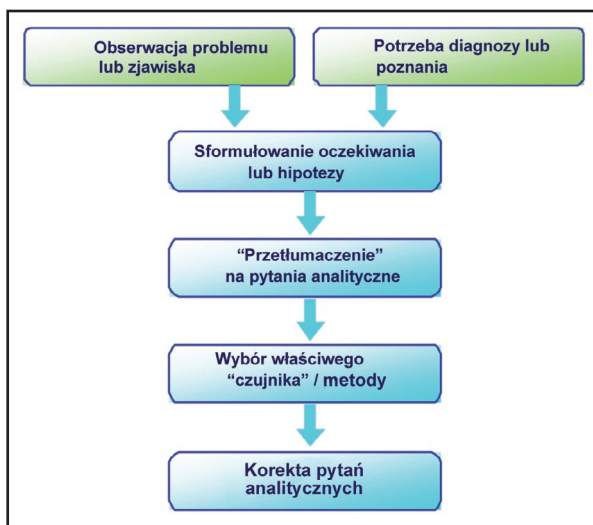
Metody pomiarów biomechanicznych można podzielić na 4 główne działy: antropometria, kinematyka, kinetyka oraz EMG kinezylogiczne (Ryc. 63). Ważną rolą EMG jest obiektywna ocena aktywacji nerwowo-mięśniowej w czasie jakiegokolwiek aktywności. W tej ostatniej klasie EMG nie znajduje równych sobie metod.



Ryc. 63: 4 główne działy zastosowań biomechanicznych metod pomiarowych

Ważną kwestią jest właściwy wybór i połączenie metod służących osiągnięciu wybranego celu. Począwszy od określenia problemu obserwowanego u pacjentów lub chęci wyjaśnienia warunków fizjologicznych dotyczących jakiejś czynności należy sformułować hipotezy oraz własne oczekiwania dotyczące poszczególnych kwestii. Zwykle założenia łatwo przełożyć jest na pytania. Następnie należy zdecydować, którą metodę biochemiczną należy wybrać celem jak najlepszej detekcji procesów związanych z pytaniami. Kluczową sprawą stanowi właściwy dobór czujników biomechanicznych oraz metody.

Np. EMG nie może odpowiedzieć na pytanie jak mocny (w Newtonach) jest mięsień, tak jak pomiary sił nie potrafią odpowiedzieć, czy mięsień funkcjonuje prawidłowo. Wreszcie każda kategoria czujników biomechanicznych potrafi odpowiedzieć na kilka podklas pytań analitycznych. W poniższych rozdziałach wyjaśniono dokładnie, jakiego typu pytania analityczne można „zadawać” EMG i jak używać ich w koncepcjach analitycznych.



Ryc. 64: Problemy analityczne dotyczące właściwego wyboru czujników w metodach biomechanicznych

Analiza EMG – Zarys ogólny

Typy i skalowanie pytań analitycznych

Znanych jest 5 głównych kategorii pytań analitycznych, na które potrafi odpowiedzieć (bardzo dokładnie) EMG:

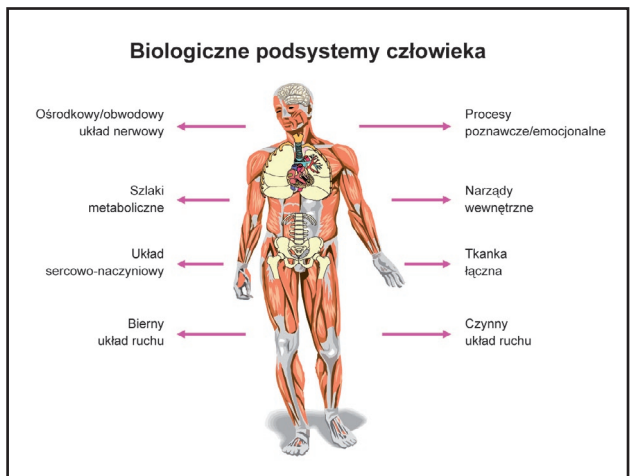
Poziom	Typ odpowiedzi	Typ skali
1) Czy mięsień jest aktywny?	Tak/Nie i Włączony/Wyłączony	Nominalna
2) Czy mięsień jest mniej lub więcej aktywny?	Testy jakościowe	Porządkowa
3) Kiedy mięsień jest włączony/wyłączony?	Obliczenia Włączenia/Wyłączenia, Kolejność wyładowań	Metryczna
4) Jak bardzo aktywny jest mięsień?	Wyrażony np. w % MVC	Metryczna
5) Jak bardzo mięsień się męczy?	Obliczanie parametrów nachylenia EMG	Metryczna

Należy zauważyć, że wraz ze wzrostem poziomu pytania, wzrasta również złożoność analizy EMG. Jeżeli klinicysta potrzebuje szybkiego zbadania, czy pacjent neurologiczny jest zdolny do dowolnego aktywowania mięśnia, to wystarczy surowy zapis EMG wymagający około minuty przygotowań, aby odpowiedzieć na to pytanie. Z drugiej strony badanie jakości koordynacji przy złożonych ruchach wymaga głębszych badań i jeżeli chce się je przeprowadzić je w trybie 16-kanalowym po normalizacji MVC, to wymaga ono około godziny przygotowań.

EMG może odpowiadać jedynie na specyficzne kategorie pytań. Podobnie jak inne metody biomechaniczne działa ono niczym soczewka, skupiająca się na wybranym podsystemie lub składowej bardzo złożonego systemu biologicznego. Mięśnie są „silnikami” (lub hamulcami) lokomocji, a ich działanie kierowane jest przez bodźce dochodzące z OUN lub na zasadzie odruchów. EMG pojedynczego mięśnia nigdy nie odpowie na pytanie ‘Dlaczego?’

Interpretacja wyników EMG jest bardzo wymagająca i wymaga fundamentalnej wiedzy na temat układu czuciowo-ruchowego. Należy być świadomym, że jakiegokolwiek zmiany nerwowo-mięśniowe w “Aktywnym Systemie Motorycznym” mogą być również zaburzone przez inne podsystemy biologiczne (Ryc. 65).

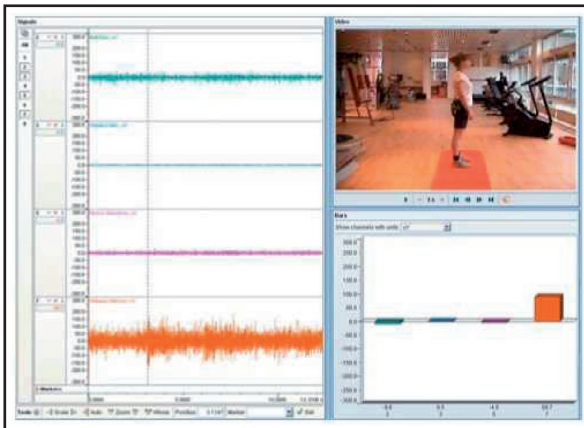
Wyzwaniem jest reintegracja pewnych danych otrzymanych z jednego podsystemu w całość organizmu ludzkiego. Pojedyncze znalezisko biomechaniczne, nawet, jeżeli zmierzone dokładnie jest bezwartościowe bez zintegrowania go z całym systemem.



Ryc. 65: Podsystemy biologiczne działające w zależności od siebie. Pojedyncze zjawisko w obrębie danego podsystemu nie odzwierciedla jego funkcjonowania jako całości.

Pytanie poziom 1: Czy mięsień jest aktywny?

Na tę kategorię pytań można bezpośrednio odpowiedzieć poprzez obserwację zapisu EMG w czasie dowolnej aktywności. Na pytanie to można odpowiedzieć nominalnie tak/nie lub włączony/wyłączony. Należy dokładnie ocenić jakość linii podstawowej EMG, gdyż umożliwiała to jasną identyfikację aktywnego EMG. Szum może być bowiem zinterpretowany jako „zwiększone napięcie”. Znaczenie tego fundamentalnego pytania może być przeceniane lub niedoceniane. Podstawowym pytaniem nie tylko neurologów, ale również rehabilitantów jest, czy pacjent może uzyskać aktywność danego mięśnia. Właściwie postawione pytanie ma bardzo ważne znaczenie. Np. niewłaściwie założona rola mięśnia pośladkowego większego w wyprostowanej pozycji stojącej lub funkcji stabilizującej kręgosłup/miednicę mięśnia prostego brzucha, stanowią fundamentalne nieporozumienie wynikające z rozważań czysto anatomicznych, które mogą zostać szybko wyjaśnione poprzez postawienie prostych pytań i dokonanie pomiarów, czy te mięśnie są aktywne czy nie w czasie wykonywania danego zadania (Ryc. 66).



Ryc. 66: Analiza on-off EMG w czasie stania w pozycji wyprostowanej. Mięśnie wielodzielne (kanał 1) oraz skośne wewnętrzne (kanał 4) wykazują wyraźną aktywność EMG (są włączone), natomiast mięsień pośladkowy większy (kanał 3) i prosty brzucha (kanał 4) są wyłączone. Takie same wyniki uzyskuje się na podłożu niestabilnym lub w czasie stania na jednej nodze – co wskazuje, które mięśnie uczestniczą w stabilizowaniu postawy

Zdrowy, dobrze zorganizowany mięsień w prawidłowych warunkach wyłącza się, kiedy nie jest potrzebny. Jeżeli pozostaje on włączony, to jest to wskaźnikiem skurczu mięśniowego, wywołanego odruchu (np. bólowego), wzmożonego napięcia, niestabilności stawów lub czynników behawioralnych (stres, zła koordynacja mięśniowa).



Ryc. 67: Zjawisko zginania-rozluźniania. Przy powolnym wykonywaniu skłonu w przód z pozycji wyprostowanej, mięśnie grzbietu (kanał 1 – m. wielodzielne) oraz prostowniki biodra (kanał 2, m. pośladkowy większy) są wyłączone w największym zgięciu (przerwana linia na wykresie i zdjęcie). Masa kończyna jest utrzymywana przez struktury bierne jak wieszadła. Przy powolnym prostowaniu się oba mięśnie znów rozpoczynają swoją funkcję. Inni synergici (kanał 3 – ścięgna podkolanowe) są aktywni przez cały czas. U pacjentów z bólami krzyża nie występuje powyżej opisana cisza unerwienia z powodu zaburzenia funkcji lub dolegliwości bólowych.

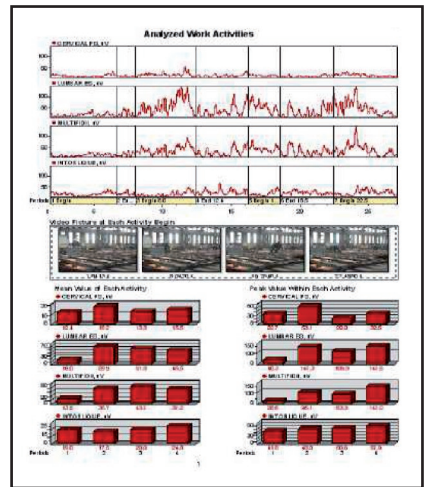
Analiza EMG: Więcej/mniej?

Pytanie poziom 2: Czy mięsień jest mniej lub bardziej aktywny (porównanie)?

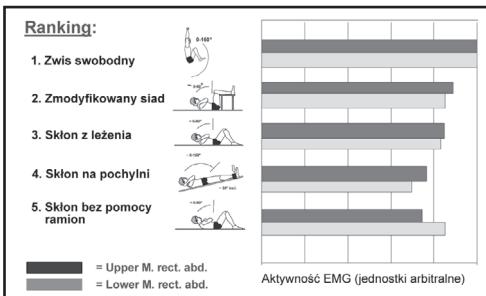
Pytania typu “mniej/więcej” wymagają przeprowadzenia przynajmniej jednego badania porównawczego jak EMG po lewej i po prawej stronie, test przed-po lub porównanie badanego z wynikami normatywnymi. Pytanie to ma charakter jakościowy, w którym parametry ilościowe zostały uszeregowane na poziomie porządkowym (zamiast metrycznym). Typowymi skalami porządkowymi amplitudy są:

Brak aktywności	nieobecna	minus	test z najmniejszą aktywnością
Umiarkowana	nieadekwatna	plus	w obrębie zakresu testu
Wysoka	nadmierna	2 x plus	test z najwyższą aktywnością

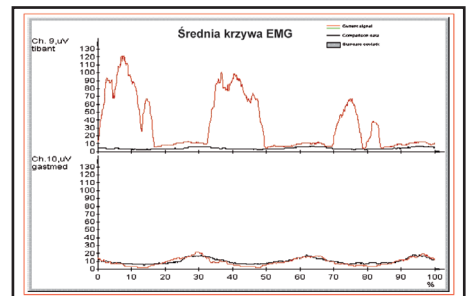
Z klinicznego i praktycznego punktu widzenia analiza (i interpretacja) jakościowa amplitud EMG stanowi prawdopodobnie najważniejsza i najbardziej użyteczną metodę EMG analizowania danych pacjenta. Jak już wspomniano wcześniej (patrz “Wady normalizacji MVC”) pacjenci zwykle nie potrafią wykonać MVC służącego do normalizacji amplitudy, a stosowanie innych metod normalizacji nie przynosi korzyści. Pytanie z kategorii więcej lub mniej przyjmuje charakter ilościowy, jeżeli stawia się je w kontekście badania tego samego mięśnia i pacjenta bez zdejmowania elektrod między próbami. Zazwyczaj dla pacjentów lub testów, dla których normalizacja nie jest pożądana, głównym stawianym pytaniem powinno być: „jaka jest różnica w aktywności pomiędzy dwoma warunkami skurczu?” Przy takim założeniu, w dowolnym punkcie czasu można bezpiecznie wyrazić różnicę mikrowoltów w procentach, np. w teście 1 uzyskano 35% niższą aktywność EMG niż w teście 2. W przypadku analizy jakościowej pomocne może być przedstawienie danych w postaci krzywych, gdyż zredukowanie danych do jednego parametru amplitudy może maskować ważne informacje o wzorcu mięśnia jako takim.



Ryc. 68: Analiza EMG oparta na zapisie wideo 4 różnych czynności (złote interwały mierzone w mikrowoltach. Gdzie pojawia się większa, a gdzie mniejsza aktywność EMG?



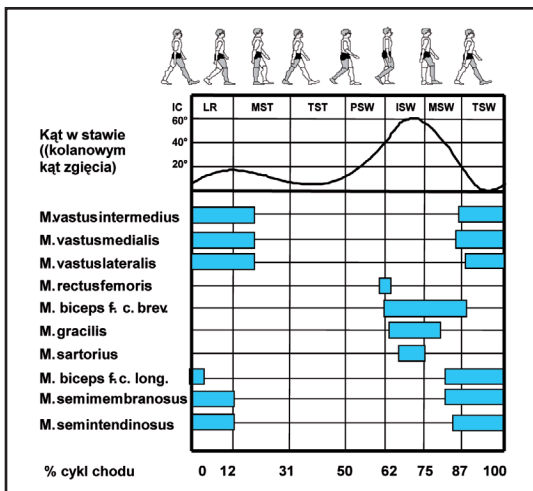
Ryc. 69: Analiza EMG dla 5 ćwiczeń mięśni brzucha, ułożonych według największej aktywności EMG (zwis na koszu) wyskalowanych w jednostkach arbitralnych.



Ryc. 70: Jakościowa analiza EMG dla mięśnia piszczelowego przedniego (zapis górny) oraz brzuchatego łydki (zapis dolny) po lewej i prawej stronie u spastycznego pacjenta przy wykonywaniu 3 przysiadów. Analiza więcej/mniej skupia się na porównaniu stronami przy założeniu zachowania stałych warunków przy wykonywaniu powtórzeń.

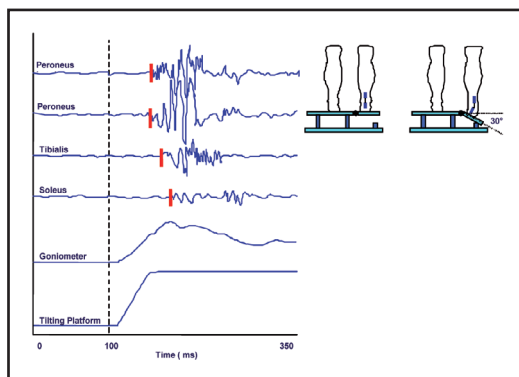
Pytanie poziom 3: Kiedy mięsień jest włączony/wyłączony?

W oparciu o pewne kryteria progu określające, kiedy mięsień jest „Włączony” (patrz rozdział „Parametry związane z czasem”), w oparciu o skalę metryczną czasu można obliczyć charakterystykę czasową mięśnia w czasie wykonywania danego ruchu lub w porównaniu z innymi mięśniami (Kolejność Wyłączeń). Ten typ analizy nie wymaga normalizacji amplitudy i dlatego stanowi on pomocną strategię analizy w czasie wykonywania pomiarów u pacjenta. Popularny przykład stanowi wzorec czasowy Włączania/Wyłączania mięśnia w czasie cyklu chodu, który umożliwia dobry wgląd we wzorec aktywności nerwowo-mięśniowej w czasie prawidłowego i patologicznego chodu (Ryc. 71). Pojawia się jednak pytanie, czy zmniejszenie aktywności obrazowane na słupkach aktywności Włączenia/Wyłączenia właściwie odzwierciedla koordynację nerwowo-mięśniową, ponieważ określenie progu dla początku aktywności mięśnia może być niewłaściwe (patrz rozdział „Określanie progu na podstawie wielokrotności SD”) Inny typ badań (Ryc. 72) dotyczy pętli odruchowych mięśni, np. odpowiedzi mięśni kończyny dolnej na nieoczekiwaną pronację w stawie skokowym wywołaną na platformie balansowej („jak długo mięsień potrafi się przeciwstawić pronacji?”)

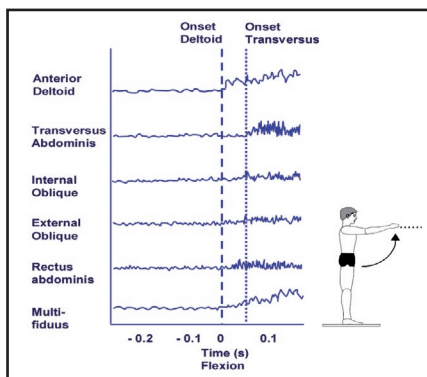


Ryc. 71: Wzorec włączania/wyłączania czasowego mięśni kończyny dolnej w cyklu chodu. Niebieskie paski wskazują, kiedy mięsień jest aktywny. Zaadaptowane z poz. 8

W czasie analizy charakterystyki czasowej stabilizacji segmentów lędźwiowych (Ryc. 73) wykonuje się pomiar dla prawidłowej lub niedostatecznej „stabilizacji centralnej”.



Ryc. 72: Analiza włączenia EMG na platformie balansowej. Odruch powoduje włączenie się stabilizatorów stawu skokowego w czasie niespodziewanego pochylecia platformy (linia przerywana). Zaadaptowane i przerysowane z Rosenbaum i wsp.



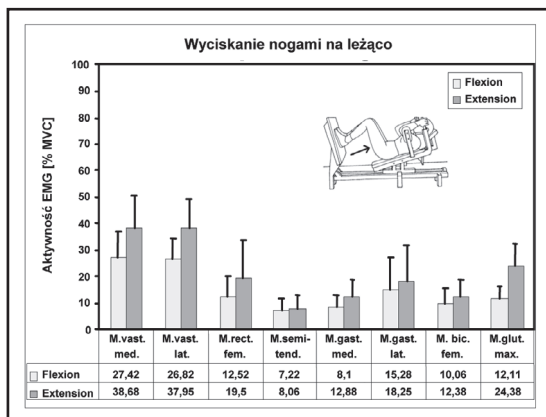
Ryc. 73: Opóźnione unerwienie (linia kropkowa) stabilizatorów segmentalnych lędźwi (m.poprzeczny brzucha, m. wielodzielny) odniesieniu do włączenia m. naramiennego (linia przerywana) w czasie nagłego zgięcia ramienia u pacjenta z bólami krzyża. Zaadaptowane i przerysowane z poz. 9, str. 62.

Analiza EMG: Jaka jest aktywność mięśnia?

Pytanie poziom 4: Jaka jest aktywność mięśnia?

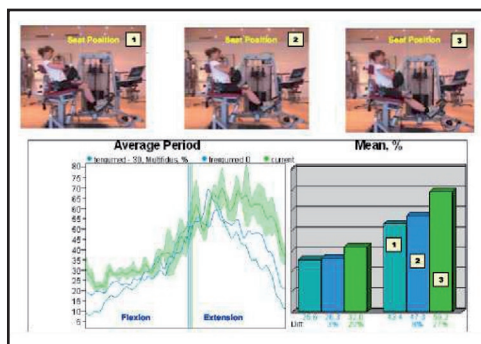
Na tym poziomie pytania amplituda EMG powinna być przeliczona w skali metrycznej, udzielając odpowiedzi liczbowej. Na pytanie o aktywność mięśnia nie można odpowiedzieć na podstawie oryginalnej skali mikrovolta, gdyż oryginalna aktywność elektryczna mięśnia zależy od zmiennych warunków wykonywania zapisu. Celem wyeliminowania wpływu warunków zewnętrznych, należy zreskalować wyniki odnosząc je jako procenty pewnej wartości referencyjnej – preferowana jest maksymalna wartość sygnału EMG uzyskana w warunkach optymalnego statycznego skurczu (patrz „Koncepcja normalizacji MVC”).

Zbadanie aktywności EMG mięśnia służy odpowiedzi na pytanie o udział danego mięśnia w wysiłku lub pracy wykonanej przy realizacji danego zadania lub ćwiczenia. Ten rodzaj badania jest ważny dla oceny skuteczności leczenia lub treningu (Ryc. 74). Poziom aktywności mięśnia ocenia się jako niski, submaksymalny lub maksymalny: np. skuteczny trening siłowy dla uzyskania przyrostu siły wskutek nadkompensacji (przerostu mięśni u zdrowych osób) wymaga unerwienia na poziomie co najmniej 40-60% MVC.



Ryc. 74: Profil unerwienia 8 mięśni biodra/kończyny dolnej w czasie wykonywania przysiadu. Dane wyrażono jako znormalizowane MVC średnie EMG dla 6 okresów wyprostów i zgięć mierzonych w grupie 10 pacjentów przy 40% maksimum dla jednego powtórzenia.

Ergonomia pomaga zrozumieć warunki nerwowo-mięśniowe niezbędne do wykonania danej pracy, co służy poprawie techniki i warunków pracy, zmniejsza stres i wysiłek pracowników. Do projektowania narzędzi, krzeseł oraz innych urządzeń/warunków pracy niezbędne jest przeprowadzenie analizy wysiłku nerwowo-mięśniowego.



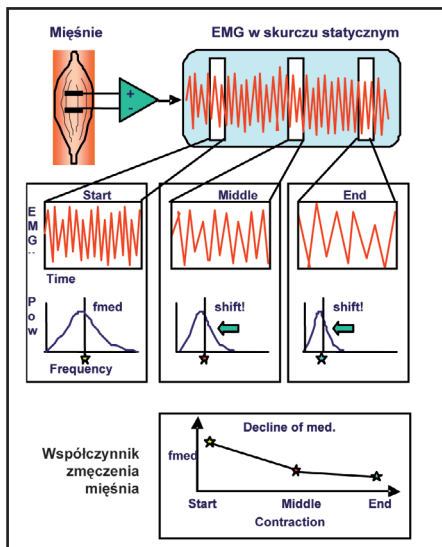
Ryc. 75: Zastosowanie analizy znormalizowanego EMG mięśnia wielodzielnego w sekwencji cykli zginania/prostowania pleców dla 3 różnych pozycji siedzących. Przy danym obciążeniu (max. 60%) w pozycji 3 obserwowano najwyższy poziom unerwienia EMG



Ryc. 76: Ergonomiczna analiza EMG dwóch mięśni naramiennych (wykres górny – m. czworoboczny cz. zstępująca; wykres dolny – m. naramienny przedni) podczas pracy w hucie żelaza. Sygnał znormalizowany MVC przedstawiają wysiłek mięśniowy w czasie wykonywania ruchu pokazanego na zdjęciu.

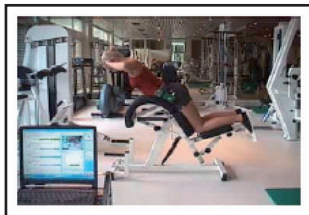
Pytanie poziom 5: Czy mięsień się męczy?

W czasie submaksymalnych skurczów analizowane parametry zależne zarówno od amplitudy jak i częstotliwości ulegają zmianie wskutek zmęczenia mięśnia (2). Testy klasyczne wymagają stałego poziomu obciążenia przy dobrze określonej pozycji kątowej/długości mięśnia. Wskutek rekrutacji jednostek motorycznych, amplituda wykazuje wzrost, podczas gdy średnia lub mediana częstotliwości całkowitego spektrum mocy wykazuje spadek wraz z czasem trwania skurczu. Przyczyny tego spadku mogą być różne, m.in. spadek szybkości przewodzenia ruchowych potencjałów czynnościowych przez błonę komórkową. Powoduje to przesunięcie w lewo całkowitego spektrum mocy w kierunku niższych częstotliwości (Ryc. 77). Współczynnik regresji nachylenia mediany lub średniej częstotliwości może być wykorzystany jako nieinwazyjny współczynnik zmęczenia dla badanego mięśnia. Dodatkowo określa się odcinek wyznaczony przez punkt przecięcia nachylenia i oś Y. Badanie wpływu zmęczenia lokalnych mięśni ma dwa ważne zastosowania. Po pierwsze może służyć do identyfikacji osłabionych mięśni. Najbardziej znanym zastosowaniem przesunięć częstotliwości („Współczynnik Zmęczenia Mięśni”) są badania u pacjentów z bólami krzyża. Ponadto można je wykorzystać do wykazania skuteczności treningu siłowego mięśni. Ponieważ badania oparte na FFT – z matematycznego punktu widzenia – wymagają stacjonarności i rozkładu Gaussa, w czasie wykonywania dynamicznych wzorców ruchowych, jak ćwiczenia siłowe, ze wzrostem amplitudy wzrasta również rekrutacja jednostek motorycznych.

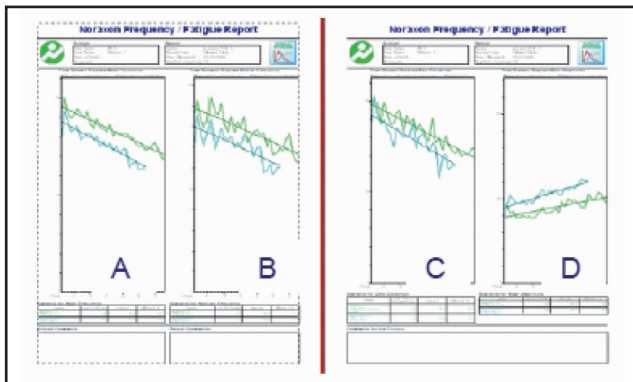


Ryc. 77: Schematyczna ilustracja przesunięcia w kierunku niższych częstotliwości w czasie utrzymywanych skurczów mięśniowych i obliczanie współczynnika zmęczenia. Zaadoptowane i przerysowane z DeLuca

Zmęczenie stanowi bardzo ważny parametr kontrolny przy treningu mięśniowym. Spowodowane treningiem krótkoterminowe zmęczenie stanowi wstępny warunek uzyskania wzrostu masy mięśniowej. W niektórych testach zmęczenia uzyskano odwrotne wyniki: wzrost częstotliwości i spadek amplitudy. Zjawisko to jest rzadko opisywane w literaturze i można je wyjaśnić migracją aktywności mięśniowej pomiędzy synergistami oraz zmniejszeniem współaktywacji antagonistów.



Ryc. 78: Typowa organizacja i wyniki testu dla statycznej wytrzymałości grzbietu: Mediana (A), Średnia Częstotliwość (B), Przecięcie Zera (C) oraz Średnia Amplituda (D), nachylenia dla wytrenowanego (zielony wykres) i niewytrenowanego (niebieski wykres) mięśnia wielodzielnego.

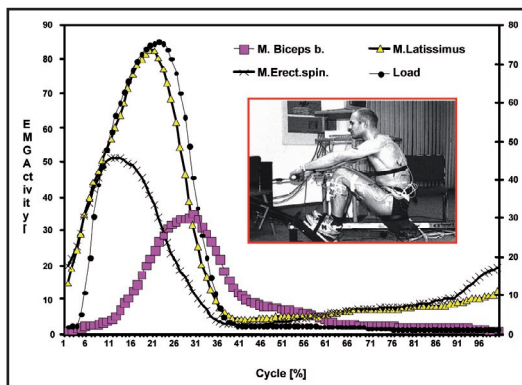


Koncepcje oceny koordynacji mięśniowej

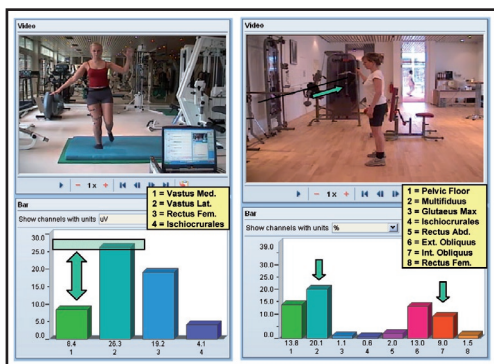
Badanie koordynacji mięśniowej można wykonywać na 5 poziomach analizy opisanych powyżej. Wymaga ona zaangażowania przynajmniej dwóch mięśni. Zwykle badane są ważne mięśnie zlokalizowane wokół stawu (agoniści, antagoniści i synergisti) oraz wszystkie mięśnie w obrębie „łańcucha mięśniowego” (np. mięśnie grzbietu/bioder od kręgosłupa do uda). Ocena koordynacji wymaga precyzyjnie sformułowanych kryteriów.

Przykłady:

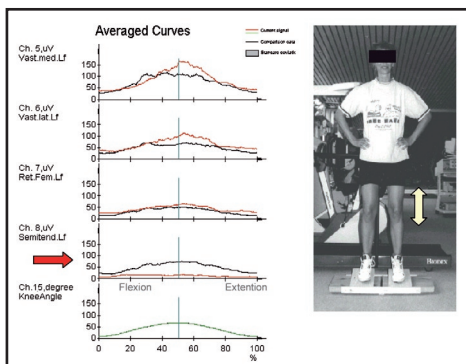
- Symetryczne unerwienie synergistów: np. mm. obszerne w grupie m. czworogłowego.
- Zsynchronizowana kolejność wyładowań w mięśniach, np. w pierścieniu lub łańcuchu mięśniowym.
- Postępujące unerwienie stabilizatorów zależne od bodźca np. lędźwiowe stabilizatory segmentalne.
- Odpowiednie współunierwienie antagonistów np. niskie i późne.



Ryc. 79: Koordynacyjna analiza EMG w oparciu o znormalizowane MVC uśrednione krzywe (N=10, wioślarze wysokiej klasy) w sekwencji 8 cykli wiosłowania. Analiza wzorca umożliwiła precyzyjny opis nasilenia i lokalizacji w czasie wyładowań mięśniowych w czasie badanego ruchu.



Ryc. 80: Dwa przykłady kliniczne oparte na analizie RMS EMG w skali mikrowoltowej dla grup mięśniowych zaangażowanych w ruchy pokazane na zdjęciu. Po lewej stronie widoczna nierównowaga pomiędzy mięśniami obszernymi w czasie wykonywania stabilizacji kolana. Po prawej stronie właściwe unerwienie stabilizatorów lędźwiowych (m.wielodzielny mm. skośne wewnętrzne) w czasie treningu barku.



Ryc. 81: Porównanie uśrednionych krzywych dla lewej/prawej strony (lewa strona=czarna, chora) dla 4 mięśni kolana w czasie wykonywania przysiada (6 powtórzeń) u pacjenta po zerwaniu ACL i zabiegu operacyjnym. Z powodu niestabilności mechanicznej kolana zginacze (kanał 8) działają jak agoniści (czarna krzywa). Normalnie nie obserwuje się unerwienia dla tej grupy mięśniowej w tym ćwiczeniu (czerwona krzywa).

Projektowanie testów EMG: potrzeba stabilizacji

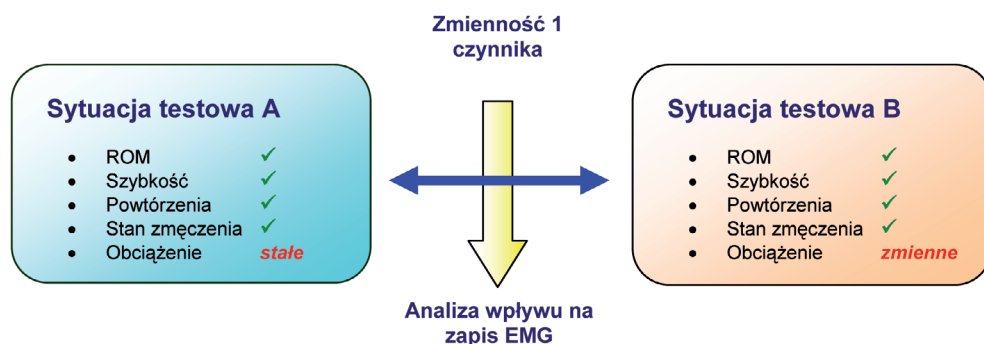
Czynniki wpływające na ćwiczenia testowe

Jedną z najważniejszych strategii w przygotowaniu analizy i interpretacji EMG jest standaryzacja lub kontrola czynników wpływających na pozycję lub ruch testowy. Bez poznania i kontrolowania charakterystyki ruchu niemożliwa jest interpretacja danych EMG. Ogólnym wymaganiem jest zapewnienie powtarzalności testu. Najważniejsze czynniki, które powinny być wzięte pod uwagę i wystandaryzowane to:

Czynnik	Uwagi
Pozycja kątowna w testach statycznych	Kąt i długość mięśnia bezpośrednio wpływają na amplitudę EMG, gdyż aktywność mięśnia migruje pomiędzy elektrodami a mechanika mięsni zmienia się w zależności od sarkomeru-odległości (poza innymi aspektami biomechanicznymi).
Zakres ruchów (ROM) w testach dynamicznych	Podobnie jak poprzedni czynnik różny zakres ruchów wpływa na zmienność wyników i wymaga właściwej standaryzacji.
Szybkość ruchów w testach dynamicznych	W każdym cyklu powtórzeń dochodzi do stałego przyspieszania i hamowania im większa szybkość, tym większe przyspieszenie i tym większa rekrutacja jednostek motorycznych w czasie, co powoduje zmienność czasów skurczu i poziomu unerwienia.
Obciążenie lub opór	Przeprowadzenie badań typu test-powtórny test lub badań dotyczących zmęczenia albo porównań testowych nie jest możliwe bez określenia obciążenia lub braku powtarzalnego oporu.
Czas trwania/powtórzenia w testach statycznych lub dynamicznych	Oprócz intensywności unerwienia wynoszącej 30% MVC, jako czynnik o dużym wpływie na wyniki (np. zmęczenia) należy wziąć pod uwagę czas trwania skurczu statycznego lub liczbę dynamicznych powtórzeń.
Stan wstępny np. zmęczenie	Warunki metaboliczne i stan OUN, jak również pora dnia mogą być uznawane za czynniki niekontrolowanej zmienności!

Wskazówka:

Jak najwięcej czynników powinno być stałych lub podlegać kontroli za pomocą innych pomiarów:



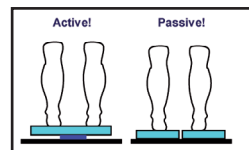
Ryc. 82: Przykład optymalnej standaryzacji testowej. Wszystkie czynniki poza jednym są utrzymywane na stałym poziomie

Zalecenia dotyczące standaryzacji testu

Strategie standaryzacji testu

OBCIĄŻENIE

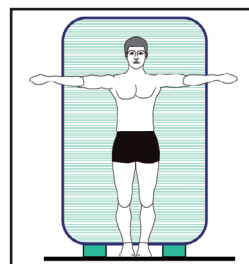
- Zastosowanie całego ciała lub jego segmentów jako oporu statycznego
- Zastosowanie zewnętrznych obciążników do standaryzacji obciążenia
- Zastosowanie platformy balansowej lub dwóch wag do kontroli rozkładu obciążenia w czasie przysiadów (Ryc. 83)
- Zastosowanie obciążenia/momentu obrotowego celem zróżnicowania wytwarzanej siły



Ryc. 83: Równe rozłożenie masy ciała dzięki zastosowaniu dwóch wag lub platformy balansowej.

KĄT/ZAKRES RUCHÓW

- Zastosowanie pasów celem dobrego mocowania segmentów ciała. Zastosowanie goniometrów lub klinometrów celem monitorowania ROM w czasie wykonywania dowolnych ruchów funkcjonalnych.
- Zastosowanie "lustra osiowego" (Ryc. 84) dla dowolnych ruchów funkcjonalnych celem standaryzacji ROM
- Zastosowanie maszyn treningowych celem lepszej kontroli ROM (Ryc. 85)



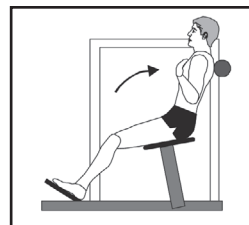
Ryc. 84: Standaryzacja ROM dzięki lustrum z liniami osi.

SZYBKOŚĆ

- Zastosowanie metronomu dla standaryzacji szybkości skurczów lub kadencji kroków
- Zastosowanie bieżni lub maszyn izokinetycznych dla uzyskania stałej szybkości

CZAS TRWANIA

- Zastosowanie stałych interwałów skurczowych
- Zliczanie powtórzeń
- Ograniczenie powtórzeń przy ćwiczeniach od dużej intensywności



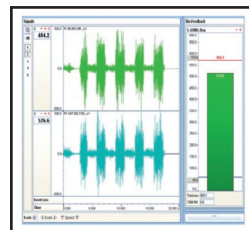
Ryc. 85: Standaryzacja ROM, pozycji ciała i obciążenia na maszynie treningowej.

STAN WSTĘPNY/WARUNKI

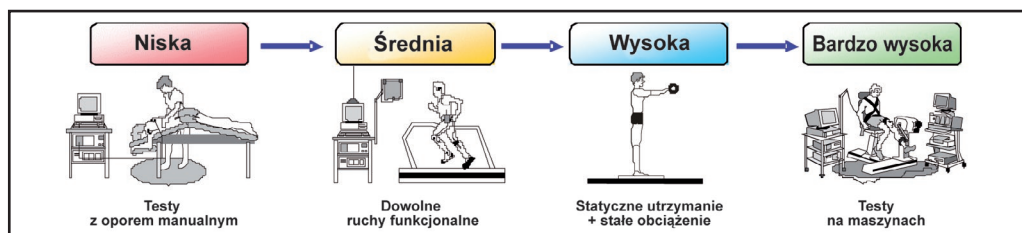
- Ta sama pora dnia
- Najlepiej wybrać warunki bez zmęczenia, po uprzedniej rozgrzewce
- Stała temperatura otoczenia

ZALECENIA OGÓLNE

- Dla szybkiej oceny należy wybierać testy statyczne z określonym oporem
- Jeżeli konieczny wysoki poziom standaryzacji, używać maszyn izokinetycznych
- Stosować losową kolejność w przypadku ćwiczeń złożonych celem uniknięcia błędów systematycznych
- W testach porównawczych starać się zmienić tylko jeden czynnik
- Ćwiczenia jednostawowe mają mniejszą zmienność, stosować techniki izolacji w łańcuchach mięśniowych przy badaniach dotyczących określonych mięśni.



Ryc. 86: Kontrola dowolnego parametru ruchu za pomocą pasków sprzężenia zwrotnego i ustalonych zakresów



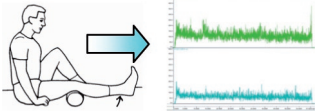


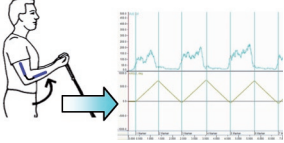
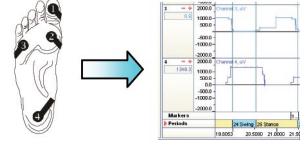
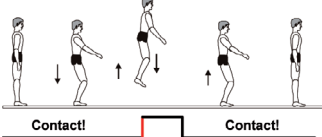
Ryc. 87: Różne poziomy stabilizacji w zależności od ogólnych warunków testowych

EMG kinezylogiczne wymaga zainicjowania ruchu

Interpretacja EMG wymaga jasnego określenia ruchu lub aktywności, która spowodowała zmiany w zapisie EMG. W szczególności ważne jest określenie pozycji (kąąt w stawie lub długość mięśnia) lub fazy skurczu (zginanie/prostowanie). Zależność od faz ruchu i pozycji jest zwykle zaznaczana na podstawie wydarzeń ruchowych. Wydarzeniami ruchowymi są:

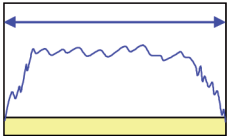
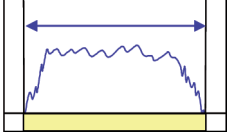
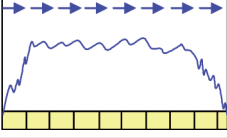
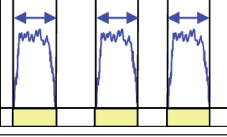
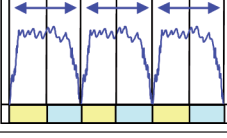
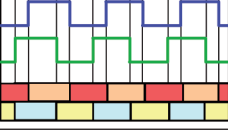
- Rozpoczęcie i zakończenie ruchu.
- Punkt zwrotny w przypadku powtarzanych cykli ruchowych.
- Stymulacja zewnętrzna w teście potencjałów wywołanych.
- Fizyczne wywołanie odpowiedzi odruchowej z mięśnia.
- Uderzenie piętą i oderwanie palucha dla cyklu chodu.

W badaniach kinezylogicznych EMG stosuje się następujące strategie zaznaczania wydarzeń ruchowych:

<p>Test w powtarzalnej pozycji stacycznej stawu</p>	<p>Najłatwiejszy i najprostszy sposób ustalenia pozycji ruchu –nie wymaga specjalnych znaczników lub procedur.</p>	
<p>Ręczne znanenie linii w czasie rzeczywistym</p>	<p>W czasie rejestracji zapisu znaczy się ręcznie początek i koniec fazy ruchu. Metoda nadaje się tylko do wolnych ruchów.</p>	
<p>Zastosowanie zsynchronizowanego zapisu wideo do oznaczania wydarzeń</p>	<p>Wideo o normalnej lub wysokiej szybkości można zsynchronizować z zapisem EMG celem uzyskania znaczników wydarzeń.</p>	
<p>Zastosowanie goniometrów, klinometrów i akcelerometrów na umieszczonych na pacjencie lub wbudowanych w maszyny</p>	<p>Ruchoe czujniki można umieścić na pacjencie i rejestrować ich parametry wraz z zapisem EMG.</p>	
<p>Zastosowanie przełączników typu „foot switch”</p>	<p>Przełączniki dla stóp montuje się na stopach w czasie analizy chodu lub na płytkach stykowych w testach opartych na skakaniu.</p>	
<p>Zastosowanie platform siłowych lub kontaktowych</p>	<p>Sygnał siły reakcji z podłożem oraz maty stykowe są bardzo dobrymi wskaźnikami kontaktu z podłożem.</p>	

Koncepcja odcinków i podfaz

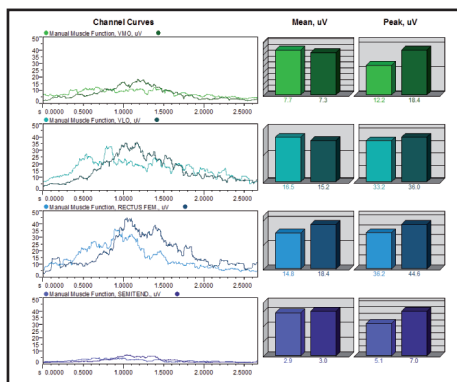
Wydarzenia i linie znacznikowe określają relację EMG do ruchu. Następnie są one używane do wyznaczania okresów czasowych do analizy. Czynność ta, zwana określaniem okresów może być dokonywana na różnym poziomie złożoności i w różny sposób. Najprościej można przyjąć cały okres zarejestrowanego EMG jako okres do analizy, bardziej skomplikowane badania wymagają wyznaczenia sekwencji okresów do analizy z wewnętrznymi podfazami, tak jak ma to miejsce w analizie chodu. Pomiędzy wymienionymi wyżej skrajnymi metodami istnieją metody pośrednie, które można podzielić na następujące główne kategorie:

Określenie okresu	Uwagi	Ilustracja
Cały zapis	Cały zapis pomiędzy punktem początkowym i końcowym traktuje się jako jeden okres do analizy.	
Wybór pojedynczego okresu w zapisie	Do analizy wybiera się jeden okres pomiędzy dwoma znacznikami lub przestrzeń zaznaczoną myszką na monitorze komputerowym. Umożliwia użytkownikowi wybranie interesującego go odcinka zapisu.	
Jeden okres ze stałą krokową sekwencją podfaz	W obrębie wybranego interwału do analizy wyznacza się sekwencję podfaz trwającą od początku do końca interwału. Metoda zwykle stosowana w badaniach statycznych zmęczenia do analizy zmian domeny czasowej.	
Kilka okresów w zapisie	W obrębie sekwencji znaczników określających początek i koniec aktywności, wybiera się okresy do analizy. Tryb ten umożliwia np. porównanie aktywności zarejestrowanych w obrębie jednego zapisu.	
Kilka okresów z podfazami	W obrębie każdego okresu wyznacza się dwie podfazy jak pozycja-kołysanie w czasie chodu lub prostowanie-zginanie w czasie ruchów dowolnych.	
Kilka okresów z kilkoma podfazami	W oparciu o dwa sygnały wyzwalające określa się podokresy: zwykle metoda stosowana w chodzie obustronnym z przełącznikami lewa/prawa stopa celem porównania stron.	

Przy wykonywaniu powtarzanych sekwencji ruchów jak chodzenie lub zginanie/prostowanie kolana, przed analizą parametrów obliczanych na podstawie amplitudy i czasu okresy można uśrednić (patrz „Uśrednione EMG/Średnie Zespólone”).

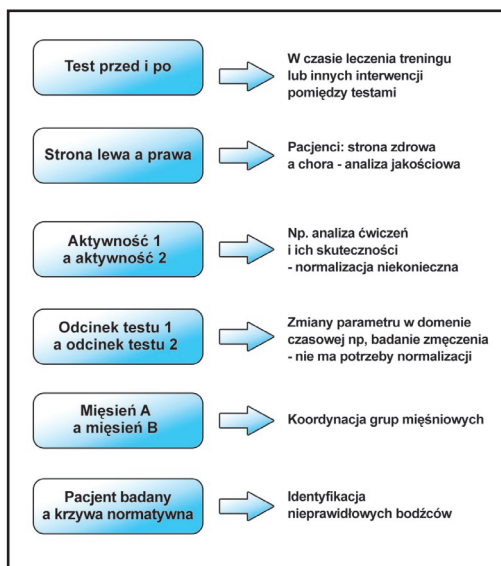
Porównania jako klucz do właściwej interpretacji

Z uwagi na względny charakter amplitudy, na który mają wpływ warunki detekcji sygnału, najważniejszą strategią analizy i interpretacji danych EMG jest analiza porównawcza. Jeżeli planuje się eksperyment lub test z zastosowaniem EMG już na początku należy wziąć pod uwagę wykonanie odpowiednich porównań. Niezwykle pomocne jest wykonanie porównań w tym samym miejscu, lecz dla różnych faz ruchu, odcinków zapisu lub testowanych aktywności. Tego typu analizy nie wymagają normalizacji amplitudy (patrz „Analiza EMG: Więcej/mniej?”). Jest to prawdopodobnie najlepsza metoda wykorzystania EMG.

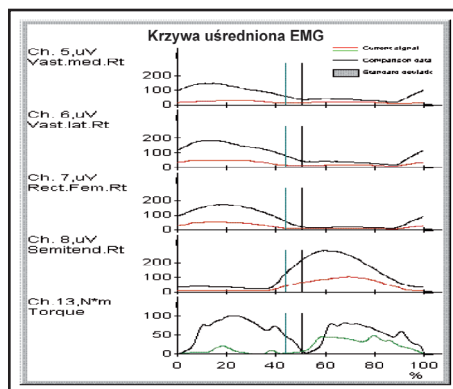


Ryc. 88: Łatwa analiza porównawcza: dwa odcinki sygnału (np. dla różnych zadań) nałożono na siebie i analizowano różnice.

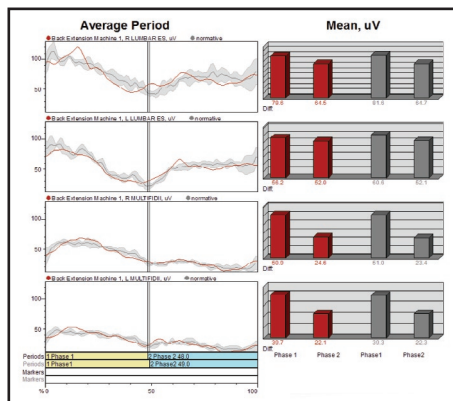
Sposoby porównań



Ryc. 91: Główne sposoby porównań zapisu EMG dla badań kinezyjologicznych



Ryc. 89: Porównanie stronami w czasie testu izokinetycznego, w oparciu o uśrednione krzywe dla strony zdrowej i chorej (zapis czerwony).



Ryc. 90: Porównanie wyników uzyskanych przez pacjentów z krzywymi normalywnymi, w oparciu o krzywe uśrednione znormalizowane w czasie

Zalecane podręczniki EMG

Wybór podręczników EMG cytowanych w niniejszej publikacji

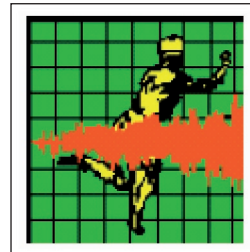
	<p>1) J.V. Basmajian Biofeedback <i>Principles and Practice for Clinicians.</i> Williams Wilkins, Baltimore 1989 ISBN 0-683-00357-7</p>		<p>7) S. Kumar; A. Mital Electromyography in Ergonomics Taylor&Francis, London 1996 ISBN 0-7484-0130-X</p>
	<p>2) J.V. Basmajian; C.J. De Luca Muscles Alive <i>Their Function Revealed by Electromyography.</i> Williams Wilkins, Baltimore 1985 ISBN 0-683-00414-X</p>		<p>8) J. Perry Gait Analysis <i>Normal and Pathological Function.</i> Slack Thorofare 1992 ISBN 1-55642-192-3</p>
	<p>3) C.J. De Luca; M. Knafnitz Surface Electromyography: What's New? C.L.U.T., Torino 1992 ISBN -</p>		<p>9) C. Richardson et al. Therapeutic Exercises for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain Churchill Livingstone, Edinburg 1999 ISBN 0-443-058024</p>
	<p>4) J.R.Cram; G. Kasman Introduction to Surface Electromyography Aspen 1998 ISBN 0-8342-0751-6</p>		<p>10) US Department of Health and Human Services Selected Topics in Surface Electromyography for Use in Occupational Settings: Expert Perspectives DHHS NIOSH Publications #91-100 1992</p>
	<p>5) R.M. Enoka Neuromechanical Basis of Kinesiology Human Kinetics, Champaign 1994 ISBN 0-87322-655-8</p>		<p>11) D.A. Winter Biomechanics and Motor Control of Human Movement John Wiley & Sons New York 1990 ISBN 0-683-00357-7</p>
	<p>6) G.S. Kasman et al. Clinical Applications in Surface Electromyography <i>Chronic Musculoskeletal Pain.</i> Aspen 1997 ISBN 0-8342-0752-4</p>		<p>12) D.A. Winter The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological Waterloo Biomechanics 1991 ISBN 0-88898-105-8</p>

Zalecenia, towarzystwa i linki związane z EMG

International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)

Web Link: <http://isek.bu.edu/>

Międzynarodowe Towarzystwo Elektrofizjologii i Kinezylogii (The International Society of Electrophysiology and Kinesiology, ISEK) jest organizacją wielodyscyplinarną zrzeszającą członków zajmujących się opieką zdrowotną i badaniami podstawowymi dotyczącymi ruchu człowieka i układu nerwowo-mięśniowego na całym świecie. Na stronie internetowej zawarto ważne linki, czasopisma, kalendarz zjazdowy i adresy osób zajmujących się elektromiografią. Standardy Raportów Danych EMG (ISEK Standards of Reporting EMG Data) można znaleźć na stronie: http://isek.bu.edu/publications/standards/emg_standards.html



Europejskie Zalecenia dla Elektromiografii Powierzchniowej (European Recommendations for Surface Electromyography, SENIAM)

Web Link: <http://www.seniam.org/>

Projekt SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – Elektromiografia Powierzchniowa w Nieinwazyjnej Ocenie Mięśni) działa z inicjatywy Unii Europejskiej w ramach programu Biomedical Health and Research (BIOMED II). Projekt SENIAM zawiera ważne wskazówki dotyczące pomiarów EMG. Zostały one opublikowane w:



Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Hägg G., Stegeman D.F., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C. (1999) SENIAM 8: European Recommendations for Surface ElectroMyoGra-phy, Roessingh Research and Development b.v., ISBN 90-75452-15-2.

Freriks B., Hermens H.J. (1999) SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project, Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN 90-75452-14-4 (CD-rom).

Pubmed – bezpłatny dostęp do bazy Medline

Web Link: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>

PubMed, należący do Narodowej Biblioteki Medycznej (National Library of Medicine), zawiera około 15 milionów streszczeń artykułów medycznych, które ukazały się od lat 50-tych. Pochodzą one z MEDLINE oraz innych czasopism medycznych. PubMed zawiera linki do wielu stron z pełnymi tekstami artykułów i innych źródeł.



Wyszukiwarka Scholar Google

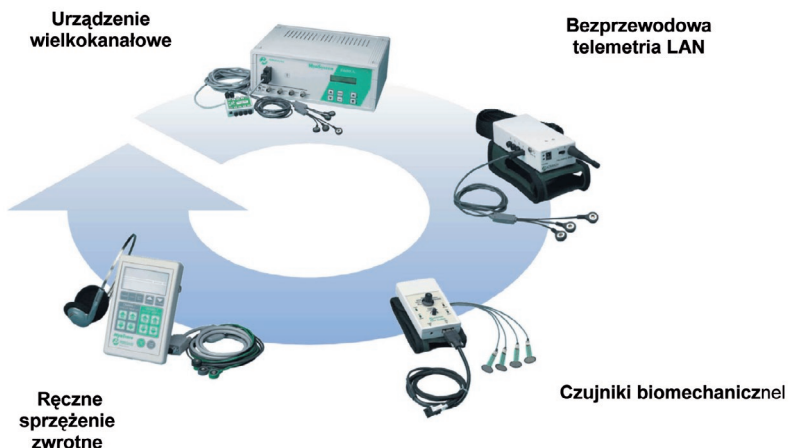
Web Link: <http://scholar.google.com/>

Wyszukiwarka artykułów i publikacji (EMG-)



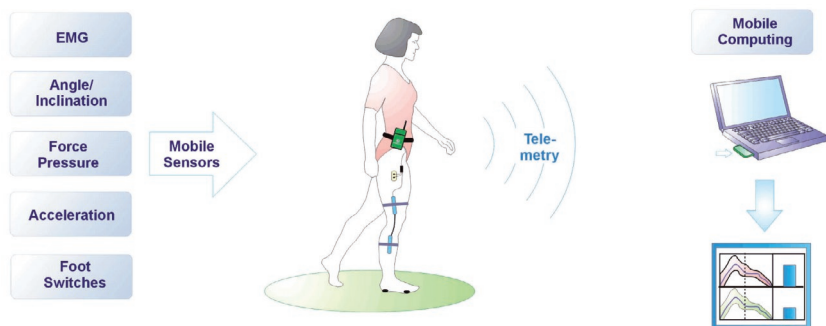
Linia kompletnych systemów do powierzchniowego EMG oraz systemy czujników

Noraxon od 1989 r. wytwarza i rozprowadza wysokiej klasy elektromiografii powierzchniowe (SEMG) oraz systemy czujników biomechanicznych przeznaczone do celów naukowych, dla medycyny sportowej, ergonomii oraz klinicystów. Nasze systemy spełniają wymagania techniczne zaakceptowane przez międzynarodowe towarzystwa naukowe jak ISEK i Seniam i są zaakrobowane przez Unię Europejską i FDA.



Koncepcja monitorowania ruchu

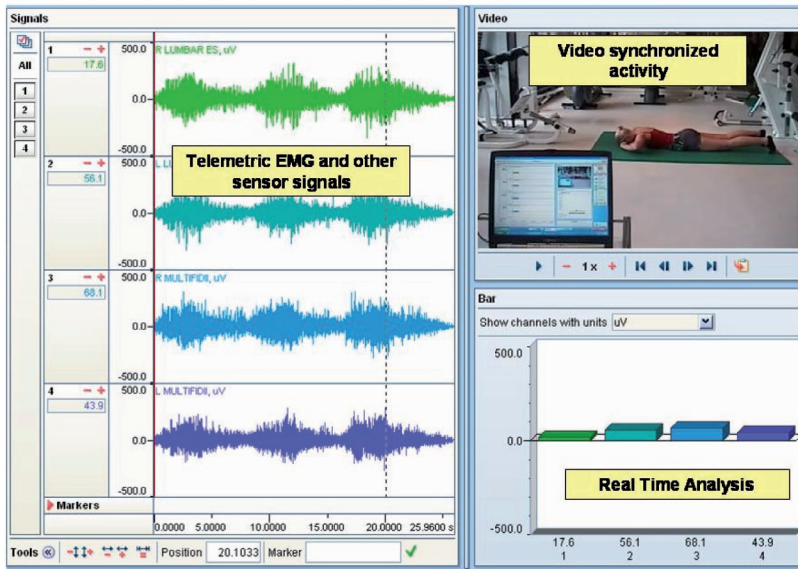
Biomechaniczne czujniki EMG, siły, kąta i inne można podłączyć do systemu telemetrycznego. Dane pochodzące z tych czujników są przekazywane bezpośrednio z systemu do komputera lub notebooka. Rozwiązania sprzętowe złącz oraz moduły eksportowania/importowania w oprogramowaniu zapewniają odpowiednią komunikację z innymi urządzeniami pomiarowymi jak sprzęt do analizy ruchu, izokinetyczny, platformy balansowe, przełączniki dla stóp, goniometrię, itp.



Noraxon U.S.A. Inc • 13430 N. Scottsdale Rd., Suite 104 • Scottsdale, AZ 85254
Tel: (480) 443-3413 • Fax: (480) 443-4327 • E-mail: info@noraxon.com • Web Site: www.noraxon.com

Monitorowanie aktywności i zachowania się mięśni w czasie rzeczywistym

Oprogramowanie do zbierania danych Noraxon jest szeroko stosowane w naukach medycznych, biomechanice, medycynie pracy oraz sportowej: od normalizacji MVC do analizy fal, od wyznaczania czasu włączenia mięśnia do usuwania artefaktów EKG. Szybka i łatwa konfiguracja raportu wymaga, bowiem zastosowania wysoce zaawansowanego oprogramowania.



Wiele gotowych aplikacji protokołów

Najnowsze oprogramowanie Noraxon MyoResearch XP posiada wiele protokołów jak Analiza Chodu, Nietrzymanie Moczu i Izokinetyka, które umożliwiają natychmiastową analizę EMG za pomocą kilku przycisków. Od analizy postawy do analizy chodu, od ręcznego testu funkcjonowania mięśni do izokinetycznego EMG, w każdym z tych przypadków oprogramowanie Noraxon posiada unikalny system protokołów prowadzących do uzyskania wiarygodnych wyników.

Wybierz lidera na rynku!

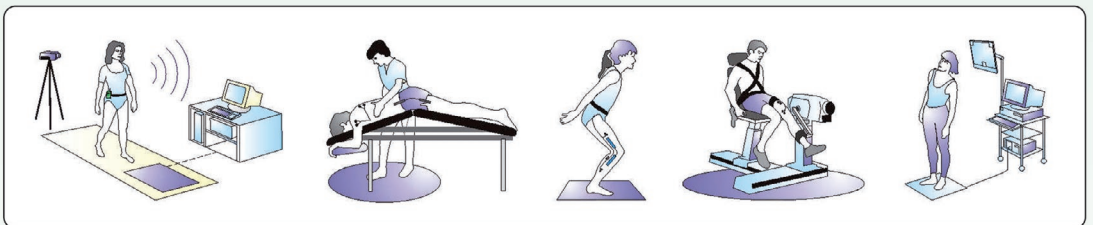
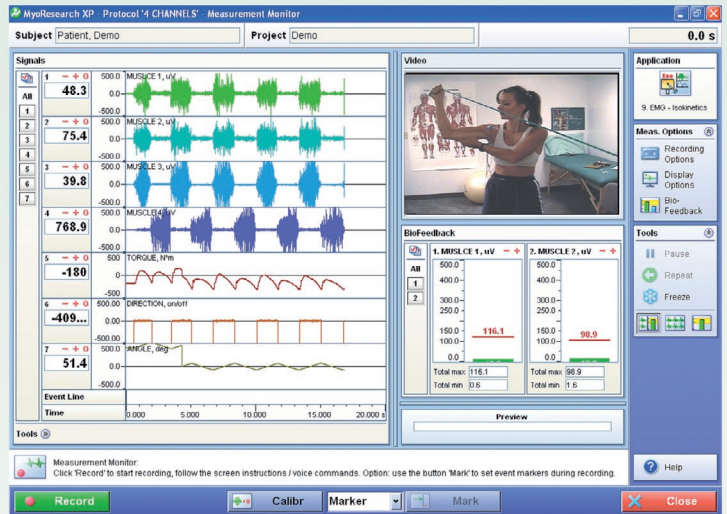
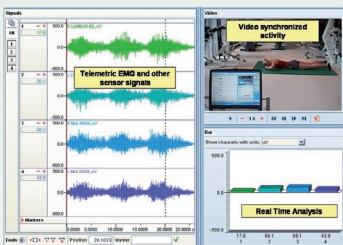
Współpraca z nami zapewni Państwu wysokiej jakości produkty oraz serwis. Noraxon jest liderem na rynku tradycyjnych i bezprzewodowych wielokanałowych systemów EMG i czujników.

Noraxon U.S.A. Inc • 13430 N. Scottsdale Rd., Suite 104 • Scottsdale, AZ 85254
 Tel: (480) 443-3413 • Fax: (480) 443-4327 • E-mail: info@noraxon.com • Web Site: www.noraxon.com

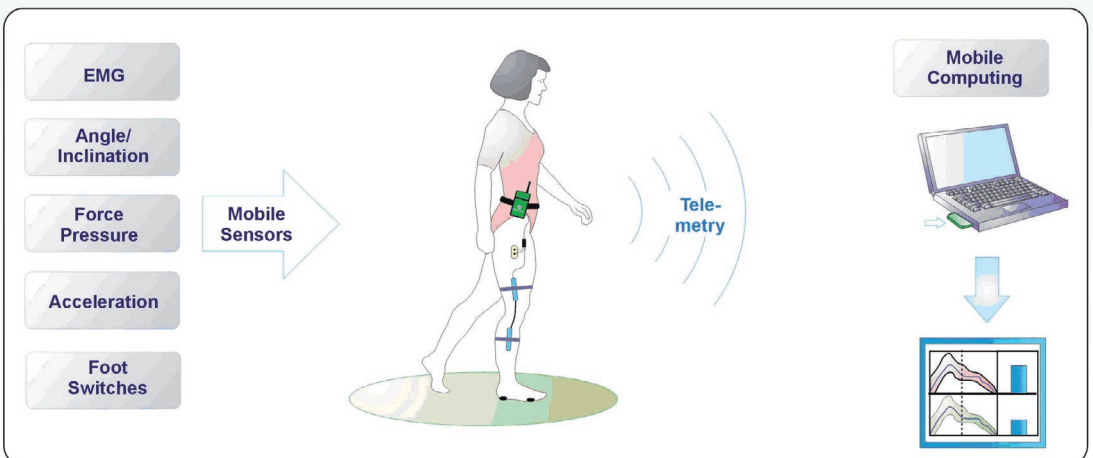
Noraxon USA Inc. to uznany na całym świecie producent i dystrybutor systemów do rejestracji i analizy EMG i całej gamy czujników biomechanicznych (goniometrów, akcelerometrów, dynamometrów, przełączników typu „footswitch”) oraz profesjonalnego oprogramowania do rejestracji i analizy sygnału płynącego z czujników.

ZALETY KOMPLEKSOWYCH ROZWIĄZAŃ – SYSTEMÓW DO ANALIZY RUCHU NORAXON.

Noraxon – to funkcjonalność, kompletność i prostota obsługi podczas rejestracji sygnału z czujników biomechanicznych i oceny EMG.

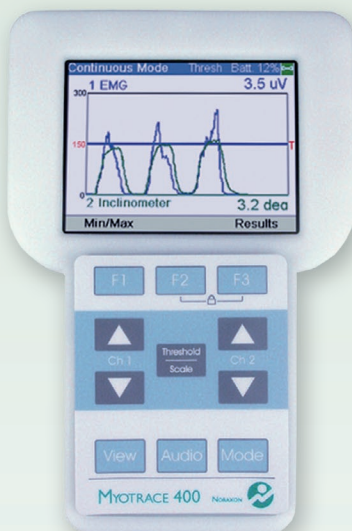


SYNCHRONIZACJA SYGNAŁU Z ELEKTROD EMG I CZUJNIKÓW BIOMECHANICZNYCH Z INNYMI ŹRÓDŁAMI SYGNAŁU ANALOGOWO-CYFROWEGO (NP. OBRAZ VIDEO)





ELEKTRODY POWIERZCHNIOWE EMG



TENSOMETR



GONIOMETR 1D LUB 2D



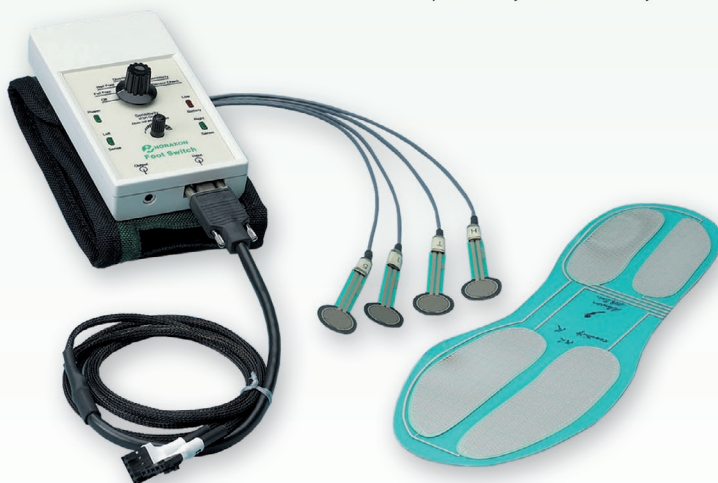
AKCELEROMETR

Zestaw MyoTrace 400 to najnowsze rozwiązanie umożliwiające rejestrację sygnału EMG i sygnału z czujników biomechanicznych (goniometrów, akcelerometrów, dynamometrów, przełączników typu „footswitch”), współpracujące z oprogramowaniem MyoResearch XP Master Edition lub MR Clinical Applications.



- do 4 kanałów rejestrujących sygnał
- transmisja danych za pomocą technologii Bluetooth
- synchronizacja z obrazem video
- możliwość wykorzystania gotowych protokołów klinicznych i matryc raportów z przeprowadzonego badania

- kompleksowa ocena ruchu a w tym: EMG, zakresu ruchu, ustawienia segmentu ciała w przestrzeni, siły mięśniowej, czynności ruchowej (np. skok, chód)
- pełna możliwość prowadzenia treningu z wykorzystaniem biofeedback'u
- system dostępny w wersji współpracującej z komputerem lub jednostki niezależnej



ZESTAW MYOTRACE 400
– ROZWIĄZANIE UMOŻLIWIĄJĄCE
REJESTRACJĘ SYGNAŁU EMG I SYGNAŁU
Z CZUJNIKÓW BIOMECHANICZNYCH
NP. DYNAMOMETRU ŚCISKOWEGO

● MYOSYSTEM 1400A

- dostępne modele pozwalają na integrację informacji z 4, 8, 12 lub 16 kanałów rejestrujących sygnał
- transmisja danych za pomocą podłączenia kablem
- pełna synchronizacja z sygnałem A/D
- pełna współpraca z oprogramowaniem MyoResearch XP Master Edition lub MR Clinical Applications
- możliwość wykorzystania gotowych protokołów klinicznych i matryc raportów z przeprowadzonego badania,
- kompleksowa ocena ruchu a w tym: EMG, zakresu ruchu, ustawienia segmentu ciała w przestrzeni, siły mięśniowej, czynności ruchowej (np. skok, chód)
- pełna możliwość prowadzenia treningu z wykorzystaniem biofeedback'u



Zestaw MyoSystem 1400A to uniwersalne urządzenie umożliwiające rejestrację sygnału EMG i sygnału z czujników biomechanicznych (goniometrów, akcelerometrów, dynamometrów, przełączników typu „footswitch”). System 1400A pozwala na rejestrację sygnału EMG z elektrod powierzchniowych lub elektrod typu „fine-wire”.



● TELEMIO 2400T G2

Zestaw TeleMyo 2400T G2 to najnowsze rozwiązanie w zakresie bezprzewodowej transmisji sygnału EMG i sygnału z czujników biomechanicznych (goniometrów, akcelerometrów, dynamometrów, przełączników typu „footswitch”) w zakresie do 100m z możliwością i. System 1400A pozwala na rejestrację sygnału EMG z elektrod powierzchniowych lub elektrod typu „fine-wire”.

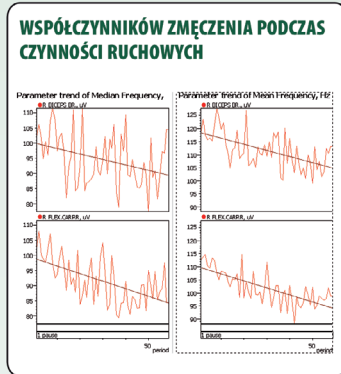
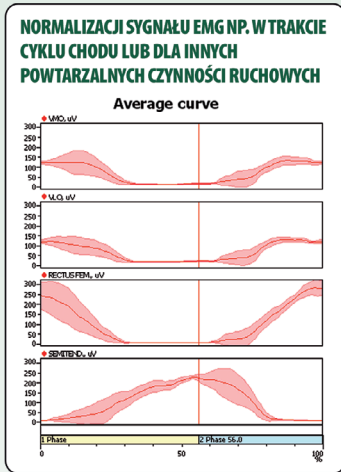
- integracja informacji z 4, 8, 12 lub 16 kanałów rejestrujących sygnał
- transmisja danych droga radiową do 100m pomiędzy jednostką centralną i komputerem
- pełna synchronizacja z sygnałem A/D
- pełna współpraca z oprogramowaniem MyoResearch XP Master Edition lub MR Clinical Applications
- możliwość wykorzystania gotowych protokołów klinicznych i matryc raportów z przeprowadzonego badania
- kompleksowa ocena dowolnego ruchu a w tym: EMG, zakresu ruchu, ustawienia segmentu ciała w przestrzeni, siły mięśniowej, czynności ruchowej (np. skok, chód i inne)
- pełna możliwość prowadzenia treningu z wykorzystaniem biofeedback'u
- szerokie spektrum regulowanych parametrów w trakcie analizy zarejestrowanego sygnału
- możliwość rozbudowania zestawu do 32 kanałów rejestrujących sygnał



Noraxon oferuje dwa podstawowe moduły oprogramowania służącego rejestracji i analizie sygnału.

Oprogramowanie MyoResearch dostępne jest w wersjach: MyoResearch Master Edition i MyoResearch Clinical Applications.

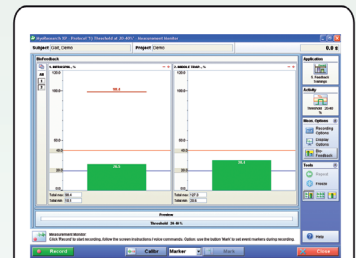
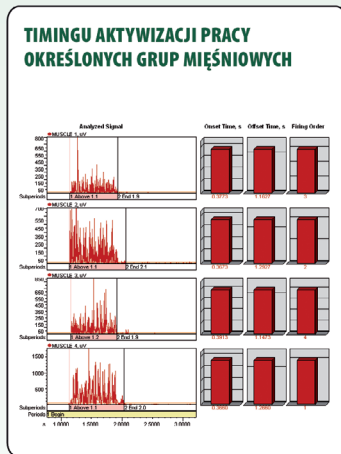
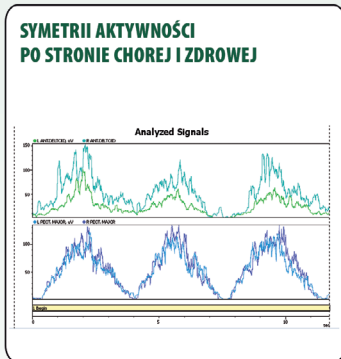
MYORESEARCH TO OPRÓCZ STANDARDOWEJ REJESTRACJI SYGNAŁU EMG, RÓWNIŻ MOŻLIWOŚCI OCENY M.IN:



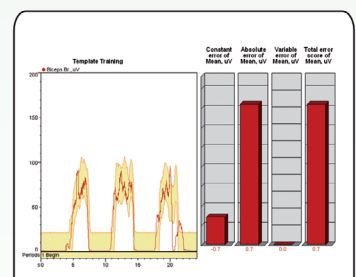
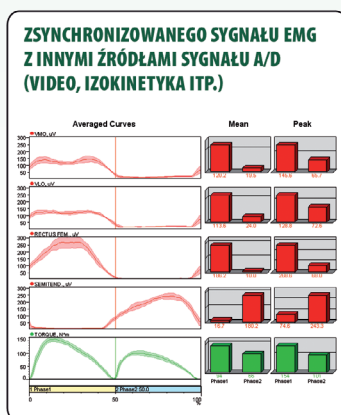
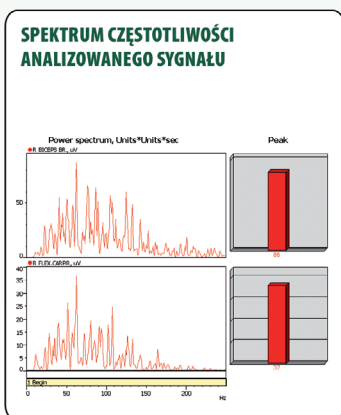
MyoResearch Master Edition – uniwersalne oprogramowanie z pełnym zakresem możliwości analizy zarejestrowanych danych. Przyjazny interfejs prowadzi użytkownika krok po kroku przez poszczególne etapy obróbki danych. Poszczególne moduły oprogramowania pozwalają na:

- archiwizację danych pacjenta i sygnału
- kompleksową obróbkę zarejestrowanego sygnału
- tworzenie raportu z przeprowadzonego badania w oparciu o dostępne matryce i formy uwzględniające najczęściej analizowane parametry
- sprawne przeprowadzenie badania w oparciu o gotowe (lub stworzone przez użytkownika) protokoły kliniczne

Oprogramowanie MyoResearch Master Edition to pełne możliwości prowadzenie treningu z zastępczą informacją zwrotną tzw. biofeedbackiem.



GOTOWE WZORCE ĆWICZEŃ Z OKREŚLIENIEM CZASU TRWANIA ĆWICZENIA I INTENSYWNOŚCI SYGNAŁU



TRENING Z WYKORZYSTANIEM BIOFEEDBACKU (NORMALIZACJA DO MVC LUB W PORÓWNIANIU DO KOŃCZYNY ZDROWEJ).

Blżej nas, blżej nowoczesności

- kompleksowa oferta nowoczesnego sprzętu rehabilitacyjnego,
- serwis sprzętu rehabilitacyjnego na terenie całego kraju,
- jakość oferowanych produktów potwierdzona międzynarodowymi certyfikatami,
- szeroka gama prowadzonych szkoleń i warsztatów z zakresu skutecznej rehabilitacji,
- projektowanie i doradztwo w zakresie kompleksowych rozwiązań dla nowo powstałych ośrodków rehabilitacyjnych,
- wiedza, doświadczenie i profesjonalizm obsługi.



S P Ó Ł K A z o. o.
TECHNOMEX



Największy wybór sprzętu diagnostyczno-pomiarowego w Polsce

www.technomex.pl

ISBN 83-920818-1-1