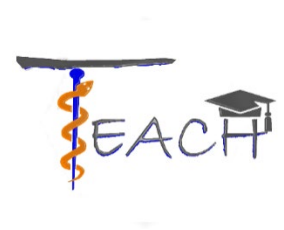


Development of innovative training solutions in the field of functional evaluation aimed at updating of the curricula of health sciences schools



MODUŁ BIOMECHANIKA KRĘGOSŁUPA

Jednostka Dydaktyczna D: ANALIZA INSTRUMENTALNA KRĘGOSŁUPA

D.4 Jak wygląda prawidłowa ocena biomechaniczna kręgosłupa lędźwiowego?



Index

1. CELE 2	
2. OCENA FUNKCJONALNA KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO	3
3. OCENA ZAKRESU RUCHU W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA (ROM)	5
4. OCENA KINEMATYCZNA KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO	11
5. OCENA KINEMATYCZNA I KINETYCZNA W CODZIENNYCH CZYNNOŚCIACH I BÓLACH DOLNEGO ODCINKA KRĘGOSŁUPA	12
6. OCENA SIŁY DZIAŁAJĄCEJ NA KRĘGOSŁUP LĘDŹWIOWY	18
Ocena siły mięśniowej. Izokinetyka.	18
Ocena aktywności mięśni. Elektromiografia powierzchniowa.....	21
7. KLUCZOWE ZAGDNIENIA	23
8. REFERENCJE	24

1. Cele

- Rozpoznanie prawidłowych wyników oceny biomechanicznej odcinka lędźwiowego.
- Zapoznanie się z interpretacją wyników uzyskanych w ocenie biomechanicznej odcinka lędźwiowego kręgosłupa w normalnej populacji.
- Zapoznanie się z interpretacją wyników uzyskanych w ocenie siły mięśni lędźwiowych w normalnej populacji.
- Zastosowanie zdobytej wiedzy w praktyce klinicznej.

2. Ocena funkcjonalna kręgosłupa lędźwiowego

Ból w dolnej części pleców jest jedną z najczęstszych przyczyn niepełnosprawności, która dotyka większość ludzi w pewnym momencie ich życia. Jakość i wiarygodność oceny lędźwiowego odcinka kręgosłupa zależy od zastosowanych narzędzi pomiarowych.¹ W obecnych warunkach klinicznych, analiza lędźwiowego odcinka kręgosłupa jest zwykle przeprowadzana przy użyciu subiektywnych i jakościowych metod, takich jak obserwacja człowieka i samoopis pacjenta. Chociaż niektóre poważne zaburzenia ruchowe mogą być obserwowane przez ludzkie oczy, bez pomiarów ilościowych, subtelne zmiany mogą pozostać niezauważone.

Ból kręgosłupa lędźwiowego może być oceniany za pomocą testów, które pokazują rzeczywiste uszkodzenia na poziomie struktury ciała, funkcji fizjologicznych lub czynności, które mogą być zmienione przez ten objaw. Standardy kliniczne i główne badania dotyczące patologii odcinka lędźwiowego skupiają się na ocenie ruchomości. Wykazano, że pacjenci z bólem dolnego odcinka kręgosłupa (Lower Back Pain - LBP) mają pewne ograniczenia ruchomości kręgosłupa, które upośledzają ich funkcjonowanie. Niemożność podniesienia się z pozycji siedzącej lub podniesienia ciężaru ciała jest uznawana przez Światową Organizację Zdrowia (WHO) za stan powodujący niepełnosprawność w przypadku bólu dolnego odcinka kręgosłupa. Prawidłowa ruchomość kręgosłupa jest niezbędna do optymalnego wykonywania tych codziennych czynności. Stwierdzono, że upośledzenie ruchomości kręgosłupa może prowadzić do różnych form niepełnosprawności funkcjonalnej, co może mieć poważny negatywny wpływ na jakość życia.² Dlatego też możliwość wiarygodnego pomiaru i oceny ruchomości kręgosłupa lędźwiowego w tych czynnościach jest niezbędna do wyjaśnienia patofizjologii różnych zaburzeń mięśniowo-szkieletowych, takich jak LBP.¹

Anatomia i funkcja lędźwiowego odcinka kręgosłupa jest złożona i wymaga techniki pomiarowej, która może rejestrować trójwymiarowe (3D) ruchy i siły. Laboratoria biomechaniczne przyjęły standardowe narzędzia analizy ruchu oparte na optycznych systemach przechwytywania ruchu, płytach siłowych i systemach elektromiografii (EMG).

Ilościowa analiza czynności funkcjonalnych przy użyciu systemów optycznej analizy ruchu jest dobrze znana i stosowana w kontekście klinicznym w celu ułatwienia diagnozy, planowania leczenia i oceny jego wyników.³ Wczesna identyfikacja zaburzonych czynności życia codziennego i zastosowanie dostosowanych do potrzeb interwencji może zapobiec utracie zdolności funkcjonalnych i upadkom. Łatwe do zastosowania obiektywne metody, które można wykorzystać do oceny lub monitorowania wykonywania ruchów w pozycji siedzącej i stojącej mogą pomóc w opracowaniu skutecznych interwencji oraz w optymalizacji indywidualnego zastosowania interwencji.^{3,4,5}

Gdy celem analizy jest ocena ograniczeń funkcjonalnych, populacja referencyjna dla pacjenta powinna obejmować osoby bezobjawowe, tej samej płci i należące do tego samego przedziału wiekowego (np. dzieci, dorośli lub osoby starsze). Innym sposobem oceny funkcjonalnej jest porównanie wyników z różnych sesji pomiarowych tego samego pacjenta w czasie.^{6,7,8,9}

Krótko mówiąc, podejście kinematyczne wydaje się być kluczowe dla oceny funkcjonalnej odcinka lędźwiowego kręgosłupa, ponieważ jednymi z najważniejszych zmiennych, które są upośledzone u pacjentów z bólem lub innymi rodzajami patologii odcinka lędźwiowego są

ROM, który ma fundamentalne znaczenie dla wielu czynności życia codziennego, oraz kontrola motoryczna, która może być mierzona kinematycznie za pomocą różnych specyficznych testów i zadania funkcjonalnego.

Upośledzenie funkcji ruchowych jest jednym z najwcześniejszych i najbardziej charakterystycznych objawów wielu różnych zaburzeń nerwowo-mięśniowo-szkieletowych. Mobilność jest niezbędna do utrzymania niezależności i stanowi istotny atrybut jakości życia. Upośledzenie mobilności jest krytycznym wyznacznikiem niezależności i głównym czynnikiem przyczyniającym się do niepełnosprawności fizycznej.

Szczegółowe informacje na temat protokołów pomiarowych wymienionych w tej sekcji można znaleźć w jednostce dydaktycznej D.2. Jakie istnieją protokoły oceny biomechanicznej odcinka piersiowego i lędźwiowego kręgosłupa?

Należy zapamiętać elementy, które decydują o przeprowadzeniu testu oceny biomechanicznej:

- **Funkcja**, która jest przedmiotem oceny.
- **Technika instrumentalna**, na której się opiera.
- Zastosowany **protokół oceny**.
- **Wyniki, które dostarcza**, w jakich jednostkach i przy pomocy jakich technik analizy danych zostały uzyskane.
- Istnienie **znormalizowanych kryteriów interpretacji**.

Rozdział ten koncentruje się na analizie wyników uzyskanych w ocenie odcinka lędźwiowego kręgosłupa w normalnej populacji z wykorzystaniem technik analizy biomechanicznej. Studenci nabędą umiejętności interpretacji tych wyników, będą potrafili je rozpoznać i ustalić związek z prawidłowym wzorcem funkcjonalności odcinka lędźwiowego.

3. Ocena zakresu ruchu w odcinku lędźwiowym kręgosłupa (ROM)

Generalnie w kręgosłupie wykonywane są ruchy zgięcia-wyprostu, ruchy boczne i rotacje osiowe. Zakres ruchu każdego ze stawów jest niewielki i zależy od ustawienia stawów międzywyrostkowych oraz elastyczności krążków międzykręgowych. Jeśli jednak dodamy do siebie wszystkie stopnie osiągnięte na każdym poziomie funkcjonalnym, to uzyskujemy dużą ruchomość całego kręgosłupa.

Większość badań naukowych wykazuje, że istnieją związane z wiekiem zmiany w zakresie ruchu (ROM), które mogą wpływać na niektóre ruchy bardziej niż inne. Wadą tych badań jest fakt, że używają one bardzo różnych instrumentów i metod do określenia zakresu ruchów w odcinku piersiowym, piersiowo-lędźwiowym i lędźwiowym, co utrudnia porównanie wyników. Mimo to wszyscy oni stwierdzają, że ruchomość zmienia się wraz z wiekiem, a zakres ruchu zmniejsza się wraz z wiekiem.

Jako przykład może posłużyć praca Mc Gregora i wsp.¹⁰, która pokazuje, że wiek ma znaczący wpływ na wszystkie płaszczyzny ruchu. Według tych autorów, maksymalny wyprost jest najbardziej dotkniętym ruchem, znacząco zmniejszającym się w każdej dekadzie życia. Zgięcie boczne zmniejsza się po 40 roku życia i w każdej następnej dekadzie. Zgięcie początkowo zmniejsza się po 30 roku życia, ale pozostaje na tym samym poziomie, aż do kolejnego spadku po 50 roku życia. Nie obserwuje się natomiast spadku lub podobnych tendencji w zakresie rotacji osiowej.

Rodzaj wyników uzyskiwanych w ocenie zakresu ruchu z wykorzystaniem technik biomechanicznych, a także standardowe kryteria interpretacji tych wyników przedstawiono poniżej.

Ocena przy użyciu inklinometru

Dokładny pomiar rzeczywistej ruchomości kręgosłupa za pomocą badania fizykalnego jest trudny. Wynika to z pokrycia kręgosłupa tkanką miękką, krzywizn kręgosłupa, zmienności ruchów w różnych odcinkach kręgosłupa oraz obecności ruchu bioder. W rzeczywistości, osoba może zgiąć się do przodu o 90 stopni, przy czym ruch ten odbywa się w całości w biodrach, a nie w kręgosłupie.



Rysunek 1. Elektroniczny system podwójnej inklinometrii umieszczony na odpowiednich projekcjach kostnych (T12-kość krzyżowa) do oceny maksymalnego zakresu ruchu stawu podczas ruchu zgięcia kręgosłupa lędźwiowego.

Aby uzyskać dokładniejsze pomiary, można zastosować techniki instrumentalne, takie jak inklinometry (rys.1). Amerykańskie Towarzystwo Medyczne (American Medical Association - AMA)¹¹ zaleca je jako dokładną metodę oceny rzeczywistego ruchu kręgosłupa. Pomiaru ROM odcinka lędźwiowego kręgosłupa należy dokonywać z pacjentem w pozycji stojącej. Jest to zerowa pozycja wyjściowa.

Wynik uzyskany za pomocą tego urządzenia pomiarowego to:

- **Maksymalny zakres ruchu w stopniach czynnej ruchomości ocenianego segmentu kręgosłupa.**

Pośrednio, z poprzedniego wyniku możemy otrzymać lub obliczyć:

- Utratę lub deficyt mobilności (ML) jako procent ocenianego segmentu w odniesieniu do wartości referencyjnych.

W ocenie za pomocą tego typu testu, wyniki uzyskane dla zakresu ruchu mogą być porównywane z wynikami ruchomości grupy osób bez ograniczeń ruchowych, których charakterystyka jest porównywalna do osoby ocenianej i które były mierzone przy użyciu tej samej techniki i protokołu pomiarowego; mogą być również porównywane z wartościami referencyjnymi, które zostały zaakceptowane i zwalidowane przez środowisko naukowe, lub z innymi wynikami tej samej osoby uzyskanymi w różnych sesjach oceny.

Poniżej przedstawiono wyniki pomiaru maksymalnego zakresu ruchu odcinka lędźwiowego kręgosłupa u osoby bez patologii i dolegliwości bólowych w odcinku lędźwiowym. Pomiaru dokonano techniką podwójnego inklinometru stosując się do zaleceń American Medical Association (AMA) dotyczących pomiaru odcinka lędźwiowego kręgosłupa zarówno w zakresie pozycji jak i ilości powtórzeń: *Przy określaniu zakresu ruchu, badający musi wybrać trzy kolejne pomiary i obliczyć średnią z tych trzech. Jeśli średnia jest mniejsza niż 50°, trzy pomiary muszą mieścić się w granicach 5° od średniej; jeśli średnia jest większa niż 50°, trzy pomiary muszą mieścić się w granicach 10% od średniej.*

	Pos. Neutra (D12/SACRO)	Pos. Flexión (D12/SACRO)	Pos. Extensión (D12/SACRO)	Flexión	Criterio AMA	Extensión	Criterio AMA
1ª	-20.2° / 36.1°	70.3° / 65.4°	-40.5° / 23.5°	61.0°	OK	7.0°	> 5°
2ª	-27.6° / 23.4°	74.8° / 68.5°	-43.4° / 27.6°	57.0°	OK	20.0°	OK
3ª	-24.3° / 25.1°	74.2° / 69.3°	-41.7° / 28.4°	54.0°	OK	20.0°	OK
4ª	-21.8° / 27.4°	79.5° / 74.8°	-41.1° / 25.6°	53.0°	OK	17.0°	OK

Rysunek 2. Wyniki zarejestrowane dla każdego inklinometru (technika podwójnego inklinometru) umieszczonego w T12 i kości krzyżowej do oceny zakresu zgięcia-wyprostu kręgosłupa lędźwiowego.

Kryterium powtarzalności pomiaru jest spełnione (kryterium AMA).

Wyniki przedstawione na rysunku 2, przy drugim, trzecim i czwartym powtórzeniu, spełniają kryteria powtarzalności określone przez Amerykańskie Towarzystwo Medyczne. Zatem wyniki dla zgięcia i wyprostu kręgosłupa lędźwiowego uzyskane w trzech kolejnych zapisach są ważne ze względu na ich powtarzalność. Ostatnim brakiem jest największy kąt zmierzony w ważnej serii trzech kolejnych pomiarów. Największy kąt zgięcia lędźwiowego wynosi 57°, a wyprostu lędźwiowego 20°.

Przyjrzyjmy się bliżej tym obliczeniom.

W przykładzie (rys. 2) pomiary pacjenta dla zgięcia na poziomie T12, począwszy od drugiego powtórzenia, wynoszą $74,8^\circ$, $74,2^\circ$ i $79,5^\circ$, a dla zgięcia na poziomie krzyżowym $68,5^\circ$, $69,3^\circ$ i $74,8^\circ$. Od tych danych należy odjąć pomiar inklinometru w pozycji neutralnej. Na przykład, dla pierwszego powtórzenia inklinometru umieszczonego w pozycji T12, będzie to $74,8^\circ - (-27,6^\circ) = 102,4^\circ$ zgięcia dla inklinometru umieszczonego w pozycji T12. Obliczenia dla inklinometru kości krzyżowej będą takie same (stopnie w maksymalnym zgięciu - stopnie w pozycji neutralnej): $68,5^\circ - 23,4^\circ = 45,1^\circ$ zgięcia w inklinometrze kości krzyżowej. Zatem rzeczywiste zgięcie lędźwiowe w tym powtórzeniu wynosi $102,4^\circ - 45,1^\circ$, czyli około 57° .

Te same obliczenia stosuje się do wszystkich pomiarów, niezależnie od mierzonego ruchu. Wynik zastosowania tej samej procedury obliczeniowej w trzecim powtórzeniu wynosi 54° , a w czwartym 53° . Średnia kątów zgięcia lędźwiowego wynosi 55° , a wszystkie trzy pomiary mieszczą się w granicach 10% od średniej. W związku z tym, kryteria ważności pomiaru zostały spełnione i ostatecznie stosuje się maksymalny kąt zgięcia z prawidłowej serii - 57° zgięcia lędźwiowego.

Ocena przydatności zgięcia i wyprostowania kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego

W analizie zakresu ruchu kręgosłupa lędźwiowego należy zwrócić uwagę na fakt, że zgięcie biodra jest również zaangażowane w zgięcie kręgosłupa. Z tego powodu istnieje test ważności zalecany przez AMA w tych przypadkach, w których ruchomość zgięcia-wyprostowania krzyżowego mierzona inklinometrem umieszczonym w kości krzyżowej jest bardzo niska. Konkretnie, gdy zakres zgięcia-wyprostowania kości krzyżowej (ruch kości krzyżowej lub biodra) jest mniejszy niż 65° u kobiet i 55° u mężczyzn.

Test jest wykonywany z pacjentem leżącym na twardym, poziomym stole do badań. Jest to test unoszenia wyprostowanych nóg (ruch bierny).



Rysunek 3. Test unoszenia prostej nogi (ruch bierny).

Wynik uzyskany za pomocą tego testu to najbardziej zamknięty kąt uniesienia nogi (SLR). Aby zinterpretować go w kontekście oceny ruchomości kręgosłupa lędźwiowego, uzyskany kąt (SLR) należy porównać z sumą kątów zgięcia i wyprostowania kości krzyżowej (wyznaczanych przez inklinometr umieszczony w kości krzyżowej). Jeżeli najbardziej zamknięty kąt SLR jest większy o ponad 15° od sumy kątów zgięcia i wyprostowania kręgosłupa krzyżowego, wyniki pomiaru zgięcia lędźwiowo-krzyżowego nie są miarodajne, ponieważ osoba ta ma większą ruchomość na poziomie bioder.

Na przykład, pomiary 40-letniego kierowcy autobusu wynoszą: 60° dla zgięcia na poziomie T12, 20° dla zgięcia krzyżowego (biodrowego) i 10° dla wyprostowania krzyżowego (biodrowego). Kąt wyprostowania prawej nogi jest najbardziej zamknięty: 70° . Dlatego pacjent ma całkowity ruch

krzyżowy (biodrowy) $20^{\circ} + 10^{\circ}$, czyli 30° , w porównaniu do kąta prostego uniesienia nogi 70° . Różnica pomiędzy 70° a 30° jest większa niż 15° , więc test ważności ma zastosowanie, ponieważ całkowity ruch krzyżowy pacjenta (30°) jest mniejszy niż 55° .

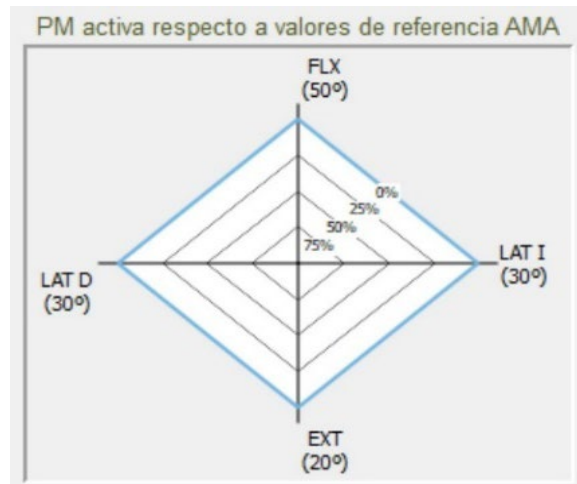
Jako egzaminator, na podstawie zarejestrowanych danych, wiesz, że rzeczywiste zgięcie lędźwiowe jest dobre ($60^{\circ}-20^{\circ} = 40^{\circ}$). Możesz zachęcić pacjenta do powtórzenia testu z większym wysiłkiem lub unieważnić wszelkie stwierdzone braki ruchu kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego w płaszczyźnie strzałkowej, biorąc pod uwagę, że możliwa jest większa ruchomość.

Poniższe ryciny przedstawiają końcowy wynik oceny odcinka lędźwiowego przy użyciu techniki podwójnego inklinometru u osoby bez ograniczeń ruchowych. Wyniki te są ważne, ponieważ spełniają kryteria ważności AMA, o których była już mowa.

	Amplitud máxima	PM frente referencia AMA
Flexión	63°	0%
Extensión	35°	0%
Flexión Lateral Izquierda	42°	0%
Flexión Lateral Derecha	50°	0%

Rysunek 4. Wyniki maksymalnego zakresu ruchu czynnego odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz procent utraty lub deficytu ruchomości (ML) w każdym teście w odniesieniu do wartości referencyjnych Amerykańskiego Towarzystwa Medycznego (AMA). Do uzyskania tych wyników użyto dwóch inklinometrów.

Poniższy wykres pokazuje inny sposób wyświetlania wyników:



Ryc. 5. Porównanie procentowej utraty czynnej ruchomości odcinka lędźwiowego w odniesieniu do wartości referencyjnych AMA (American Medical Association) w każdej ocenianej osi ruchu. Procentowy ubytek ruchomości przedstawia linia niebieska.

Aby zinterpretować te wyniki, zaleca się, aby studenci zastosowali pewne standardowe kryteria interpretacji, odpowiadając na kilka pytań:

- Jaki był maksymalny zakres zarejestrowany dla każdego ruchu?
- Czy ruchomość zarejestrowana dla każdej osi mieści się w granicach normalności?
- Jakie wartości zostały przyjęte jako odniesienie dla normalności?
- Jaki jest najbardziej ograniczony ruch lub ruch, który wykazuje największą utratę ruchomości? A najmniej ograniczony ruch?
- Czy utrata ruchomości jest znacząca?
- Czy stwierdzono istotne asymetrie w lateralności ruchów?

Stosując te kryteria, można zinterpretować wyniki zaproponowanego przykładu. Interpretacja byłaby następująca:

Jak pokazano na rysunku 4, dla zgięcia lędźwiowego uzyskano maksymalną wartość 63°, a dla wyprostu 35°. Dla zgięcia bocznego lewego i prawego odpowiednio 42° i 50°.

Generalnie wartości te uznaje się za prawidłowe dla ruchomości kręgosłupa lędźwiowego, ponieważ są one większe od wartości referencyjnych użytych w tej ocenie (50° dla zgięcia, 20° dla wyprostu i 30° dla lateralizacji), jak pokazano na wykresie na rysunku 5.

Nie odnotowano istotnych asymetrii, gdyż jedyna różnica wynosi 8° w zgięciu bocznym.

Podsumowując, w tym przypadku ostateczna interpretacja danych zarejestrowanych inklinometrami pozwala stwierdzić, że ruchomość odcinka lędźwiowego kręgosłupa pacjenta jest bardzo dobra. Jest ona ogólnie wyższa od wartości ruchomości uznanych za referencyjne i nie ma istotnych asymetrii. W związku z tym można uznać, że ruchomość jest prawidłowa, a w analizowanych ruchach nie występują deficyty ruchomości odcinka lędźwiowego.

Używając tych wartości lub innych wartości, które są używane jako odniesienie, deficyt lub ubytek ruchomości (ML) musi być obliczony na podstawie stosunku stopni ruchomości

odniesienia w odniesieniu do tych mierzonych. Obliczenie procentu utraty mobilności (% ML) opiera się na następującym wzorze:

$$\%ML = (1 - (\text{Wartość zmierzona}/\text{wartość odniesienia})) \times 100$$

4. Ocena kinematyczna kręgosłupa lędźwiowego

Chociaż fotogrametria jest techniką instrumentalną, która jest szeroko stosowana w ocenie biomechanicznej, istnieją inne mniejsze i przenośne urządzenia, które również mogą przeprowadzić analizę ruchu. Na szczególną uwagę zasługują urządzenia inercyjne, które wykorzystują czujniki ruchu umieszczone w określonych punktach na badanym przy minimalnej ingerencji.

Aby zmierzyć ruchomość kręgosłupa lędźwiowego w jednej płaszczyźnie, osoba badana jest oprzyrządowywana i proszona o wykonanie ocenianego ruchu, zwykle zgięcia-wyprostu lędźwiowego. Pacjent jest zwykle proszony o wykonanie różnych cykli ruchów, jak to miało miejsce w teście oceny odcinka szyjnego w poprzednim rozdziale. W podobny sposób jak w przypadku kręgosłupa szyjnego, ten rodzaj analizy pozwala na ocenę:

- Maksymalnego kąta ruchomości w każdej płaszczyźnie.
- Prędkość kątową i/lub przyspieszenie kręgosłupa lędźwiowego.
- Powtarzalność analizowanego ruchu.

Maksymalny osiągnięty zakres jest mierzony poprzez nagranie kilku powtórzeń tego samego ruchu, np. zgięcia-wyprostu odcinka lędźwiowego. Jeżeli istnieją ograniczenia ruchomości, maksymalna zarejestrowana wartość może być porównana z wartościami uzyskanymi przy użyciu tego samego urządzenia pomiarowego i protokołu lub z ustalonymi wartościami odniesienia, takimi jak wartości AMA.

Z drugiej strony, ponieważ ten sam ruch jest powtarzany w czasie w tych samych warunkach pomiarowych, nie oczekuje się, że w normalnym wzorcu wystąpią znaczne różnice, zwłaszcza jeśli czas między jedną serią oceny a drugą jest krótki. Odchylenie standardowe i współczynnik zmienności pomiarów są dwoma parametrami, które pomagają w analizie powtarzalności ruchu wykonywanego w tego typu ocenie.

Rodzaj wykresu otrzymanego w tej analizie przedstawia cykle ruchu w czasie, lub reprezentację maksymalnego zakresu ruchu w odniesieniu do jego prędkości kątowej. Ten ostatni wykres pokazuje również regularność ruchu i płynność jego wykonania.

W celu **interpretacji wyników** oceny kinematycznej ruchu kręgosłupa lędźwiowego zaleca się, aby studenci do kryteriów omówionych w poprzednim rozdziale dodali następujące kryteria:

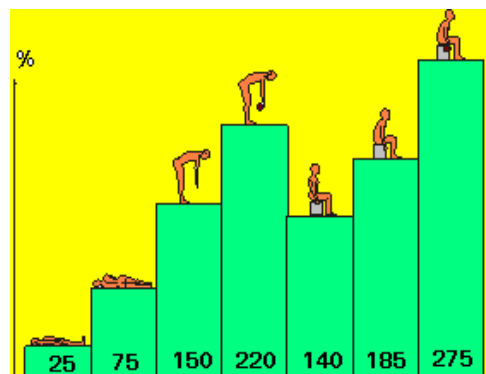
- Jaka była szybkość wykonywanego ruchu w każdej osi? Czy był to ruch wolny? Czy był to ruch szybki?
- Czy wykonywany ruch był powtarzalny?
- Czy ruch był płynny?

Podobnie jak w przypadku wyników oceny kinematycznej kręgosłupa szyjnego w jednostce dydaktycznej D.3, wyniki dla odcinka lędźwiowego można interpretować w ten sam sposób.

5. Ocena kinematyczna i kinetyczna w codziennych czynnościach i bólach dolnego odcinka kręgosłupa

Ból w dolnej części pleców ogranicza lub zmienia możliwości poruszania się, co wynika z przyczyn organicznych lub psychicznych. Osoby dotknięte tym objawem zazwyczaj skarżą się na niemożność wykonywania częstych i powszechnych czynności życia codziennego, takich jak siadanie i wstawanie z krzesła w domu, w pracy lub w miejscach wypoczynku, schylenie się, przenoszenie i przesuwanie ciężarów zarówno podczas prac domowych, jak i zawodowych. Zadania te powodują zwiększenie momentów sił w stawach kończyny dolnej i kręgosłupa lędźwiowego, a także aktywności mięśni, co może wymagać od wykonującej je osoby znacznego wysiłku lub przeciążenia. Wymagają one czynnościowej aktywności odcinka lędźwiowego kręgosłupa w koordynacji z innymi strukturami (głównie kończynami dolnymi), a także generują znaczną aktywność mięśni brzucha, prostowników kręgosłupa oraz zginaczy i prostowników stawu biodrowego.

U osób z bólem w dolnej części pleców, czynności takie jak zginanie tułowia czy podnoszenie ciężarów wiążą się ze znacznym wzrostem ciśnienia śródtkankowego, a w konsekwencji z bólem. W 1976 roku Nachemson¹² przeprowadził badania nad ciśnieniem śródmięśniowym na poziomie L3-L4 podczas wykonywania różnych czynności. Stwierdził on, że wartości w pozycji siedzącej są większe niż stojącej oraz że wzrastają, jeśli osoba trzyma w ręku ciężar. Dane przedstawione na rycinie 6 są oparte na tym badaniu, a wartości są podane w odniesieniu do wartości referencyjnej ustalonej w pozycji stojącej (100%).



Rysunek 6. Graficzne porównanie ciśnień śródtkankowych w L3-L4 podczas różnych aktywności (Nachemson¹², 1976)

Analiza kinematyczna i kinetyczna wyżej wymienionych ruchów pozwala na ich dokładniejsze zdefiniowanie poprzez analizę zakresu ruchu (ROM), przyspieszenia kąтового i prędkości, z jaką ruch jest wykonywany, a także innych parametrów, takich jak siła reakcji i powtarzalność ruchu. Zmiana parametrów określających ruch wiąże się z funkcjonalną zmianą osoby w celu wykonania analizowanych zadań.

Do oceny wyżej wymienionych parametrów kinematycznych można wykorzystać urządzenie do fotogrametrii 3D. Technika ta jest nadal uważana za złoty standard w analizie

kinematycznej ruchu człowieka. Jest ona opisywana jako nieszkodliwa i nieinwazyjna technika, o dużym potencjale dla oceny funkcjonalnej upośledzeń ruchowych w ogóle.

Z drugiej strony, wykorzystanie platform dynamometrycznych do oceny sił wytwarzających ruch pozwala nam na analizę siły reakcji kończyn dolnych na podłogę podczas różnych czynności, w których zaangażowane są mięśnie tułowia lub mięśnie przykręgosłupowe, takich jak podnoszenie się z pozycji siedzącej na krześle lub podnoszenie ciężaru. Tego typu zapis dostarcza informacji na temat podparcia, stabilności ruchu oraz ewentualnych nieprawidłowości w sile wywieranej przez kończynę dolną w przypadku dolegliwości bólowych, np. jednostronnej rwy kulszowej. Patologia ta zazwyczaj wykazuje asymetrię w rozkładzie sił pomiędzy obiema nogami.

Niektóre z wyników, które można znaleźć w tego typu ocenie, obejmują:

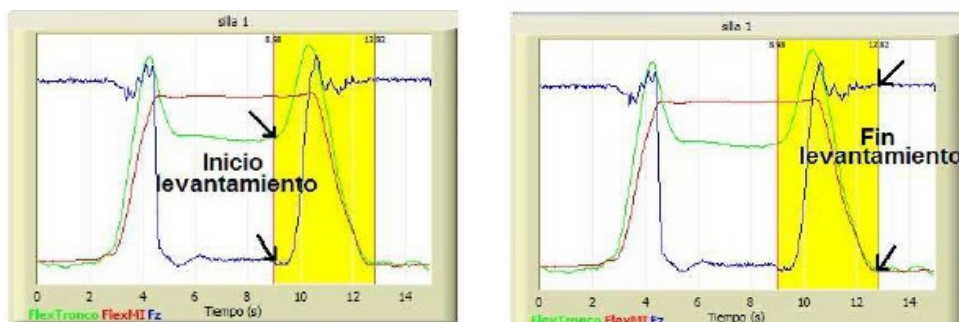
- Czas wykonania działania
- Siła reakcji podczas podporu
- Asymetrię w podparciu obu kończyn dolnych podczas wykonywania ćwiczenia
- Prędkość kątową i/lub przyspieszenie tułowia podczas wykonywania ćwiczenia.
- Powtarzalność wykonywanego ruchu.

Poniżej przedstawiono niektóre z wyników uzyskanych w analizie biomechanicznej, w ramach tego, co można by uznać za normalny wzorzec ruchu, a także sposób ich interpretacji. Celem jest rozpoznanie i interpretacja wyników przez studentów, co pomoże im w identyfikacji różnic w stosunku do wyników dla ruchu zmienionego przez ból dolnego odcinka kręgosłupa.

Czas wykonania działania

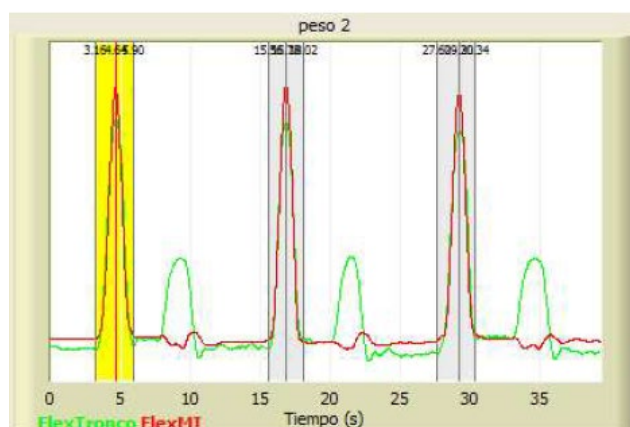
Odnosi się on do czasu (w sekundach), jaki zajmuje osobie wykonanie ocenianej czynności.

Wykresy na rysunku 7 przedstawiają kinetyczną i kinematyczną reprezentację ruchu siadania do pozycji stojącej u zdrowej osoby. Przedstawiono siłę reakcji pionowej (niebieska linia: Fz) oraz kąt zgięcia zarówno tułowia (zielony) jak i kończyny dolnej na poziomie kolana (czerwony). Obszar zacieniony na żółto wskazuje początek i koniec czynności wstawania z krzesła, co jest szczególnie ważne przy ocenie funkcjonalności odcinka lędźwiowego kręgosłupa, ponieważ jest on poddawany większemu obciążeniu.



Rysunek 7. Graficzne przedstawienie czynności siadania/wstawania z krzesła. Część ruchu, w której osoba wstaje z krzesła jest zaznaczona na żółto.

W momencie rozpoczęcia podnoszenia (żółty pasek), osoba siedzi, zgięcie tułowia i kolan wynosi około 90°. Aby wstać, osoba zaczyna zwiększać zgięcie tułowia (zielona linia) i zaczyna generować pęd, który jest reprezentowany przez maksymalną osiągniętą siłę pionową (niebieska linia), aby podnieść środek ciężkości osoby i osiągnąć pozycję pionową. Dodatkowo, w celu osiągnięcia uniesienia, osoba badana musi rozprostować obie kończyny dolne przy pomocy silnego skurczu obu mięśni czworogłowych..



Rysunek 8. Graficzne przedstawienie czynności podnoszenia ciężaru. Wykonywany jest ten sam ruch, ale za każdym razem podnoszony jest inny ciężar. Część ocenianego ruchu jest zaznaczona na żółto.

Wykres na rysunku 8 przedstawia kinematyczną reprezentację ruchu wykonywanego podczas oceny podnoszenia ciężarów u zdrowego pacjenta. W tym przypadku osoba badana musi podnieść z podłogi ciężar (pudełko o wadze 0 kg, 5 kg i 10 kg) oburącz, unieść go do pasa i ostatecznie umieścić na stole umieszczonym po jednej stronie. Następuje ważne zgięcie tułowia (linia zielona), wtórne zgięcie kończyn dolnych (linia czerwona), a następnie całkowity wyprost (podnoszenie pudełka) i w końcu lekkie zgięcie tułowia, gdy badany zgina się, aby odłożyć pudełko na stół.

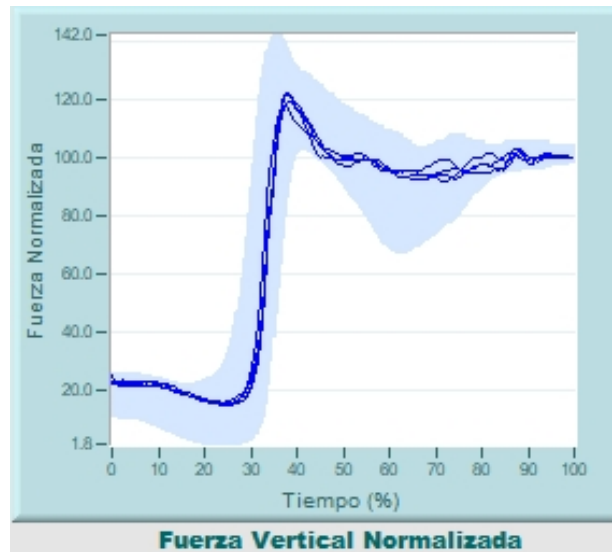
Czas potrzebny osobie na wykonanie ruchu jest istotny w każdym badaniu dotyczącym mobilności osób z zaburzeniami lub uszkodzeniami kręgosłupa. Już w 1986 r. Marras i Wongsam¹³ uznali szybkość ruchu za miarę ilościową u osób z chorobami kręgosłupa, która mogłaby pomóc w monitorowaniu postępów choroby lub leczenia. Osoby bez patologii kręgosłupa lub kończyn dolnych zwykle wykonują szybki ruch podnoszenia się z krzesła lub podnoszenia ciężaru, czyli z dużą prędkością i niskim całkowitym czasem wykonania.

Osoby starsze potrzebują więcej czasu, aby wstać z krzesła, co wydaje się być związane z ich potrzebą większej stabilności. Nie ma jednak jednoznacznych badań w tym zakresie, a niektórzy autorzy nie stwierdzają różnic w populacji osób zdrowych ze względu na wiek.¹⁴

Wsparcie sił reakcji i asymetria sił

Parametry te odnoszą się do wartości składowej pionowej siły reakcji zarejestrowanej przez każdą platformę dynamometryczną podczas całej wykonywanej czynności oraz do różnicy w sile lub podparciu w obu kończynach dolnych. Jednostką miary jest N, a jeśli siła jest znormalizowana do masy ciała, to jest bezwymiarowa.

Poniższy wykres przedstawia siłę reakcji pionowej podczas czynności wstawania z krzesła u zdrowej osoby. Pokazuje on, że siła ta jest bardzo mała na początku (około 20% masy ciała), ponieważ osoba badana opiera praktycznie cały swój ciężar na krześle, a nie na platformie siłowej. W momencie rozpoczęcia podnoszenia, pacjent rozpoczyna fazę przyspieszenia, która pomaga wygenerować wystarczający pęd, aby wstać z krzesła. Z tego powodu następuje gwałtowny wzrost siły reakcji (nachylenie krzywej pionowej), który kończy się osiągnięciem maksymalnej siły szczytowej. Im większy jest pęd wygenerowany w ruchu, tym wyższy będzie ten szczyt. W końcu, siła ta częściowo maleje, aż pozostaje stabilna po osiągnięciu pełnej pozycji stojącej, z wartością podobną do masy ciała osoby badanej (100%).

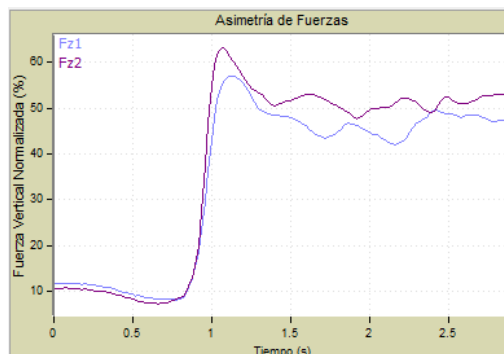


Rysunek 9. Siła reakcji pionowej (znormalizowana do masy ciała) podczas ruchu siadania do stania. Wykres przedstawia 4 powtórzenia tej czynności (linie ciemnoniebieskie). Niebieski pas przedstawia normalny układ sił uwzględniony w zastosowanym sprzęcie pomiarowym. (NedLumbar/IBV).

W związku z tym siła reakcji pionowej jest związana z pędem wytwarzanym podczas wstawania z krzesła (im szybszy jest ruch, tym większa jest siła reakcji pionowej). Ogólnie rzecz biorąc, osoby zdrowe lub bez dolegliwości bólowych dolnego odcinka kręgosłupa wykonują szybkie i energiczne ruchy, w związku z czym wartości maksymalnej siły pionowej są wysokie.

Równocześnie, w przypadku zastosowania dwóch platform siłowych, można ocenić siłę wywieraną przez każdą kończynę dolną podczas wstawania. Prawidłowy wzorzec siły wykazuje symetryczne podparcie, gdyż wykonanie jakiegokolwiek czynności, czy to wstanie z

krzesła, czy podniesienie ciężaru ciała, wymaga podobnej stabilizacji i podparcia ciężaru ciała w obu kończynach dolnych.



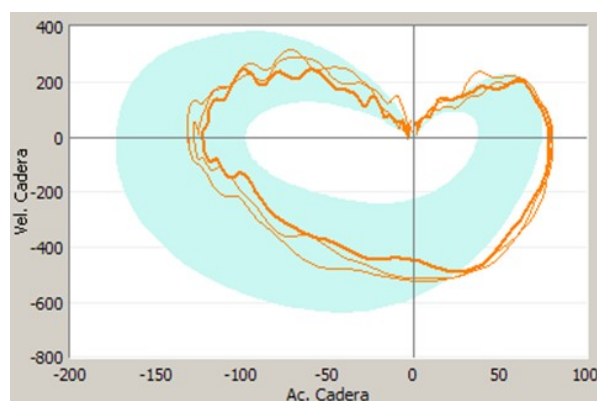
Rysunek 10. Znormalizowana siła pionowa przedstawiająca siłę reakcji pionowej wykonanej przez każdą z kończyn dolnych podczas utrzymywania na nich ciężaru ciała w miarę podnoszenia się osoby z krzesła.

Na rysunku 10, Fz1 reprezentuje siłę reakcji prawej kończyny dolnej, a Fz2 - lewej. W tym przypadku rozkład sił w czasie podporu podczas wykonywania ruchu jest praktycznie podobny, co mieściłoby się w normalnym wzorcu ruchowym.

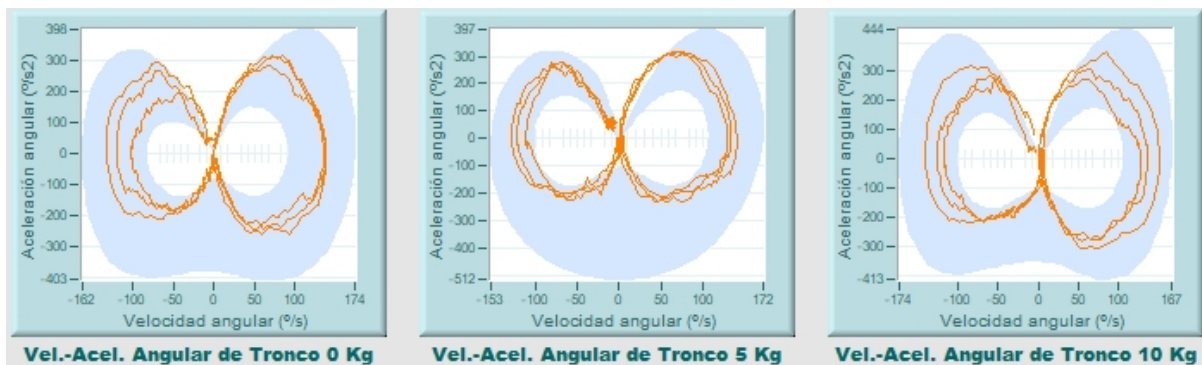
Prędkość kątowna i przyspieszenie

Parametry te odnoszą się do prędkości kątowej i przyspieszenia tułowia podczas wykonywanego ruchu. Jednostkami miary są odpowiednio $^{\circ}/s$ i $^{\circ}/s^2$.

Na poniższych rysunkach przedstawiono wykresy przedstawiające prędkość kątową w stosunku do przyspieszenia kątowego tułowia w dwóch analizowanych działaniach



Ryc. 11. Graficzne przedstawienie prędkości kątowej w odniesieniu do przyspieszenia kątowego tułowia podczas wykonywania czynności wstawania z krzesła. Niebieski pas przedstawia normalny układ sił uwzględniony w zastosowanym sprzęcie pomiarowym (NedLumbar/IBV).



Rysunek 12. Graficzne przedstawienie prędkości kątowej-przyspieszenia tułowia podczas wykonywania czynności podnoszenia ciężaru (0 kg, 5 kg i 10 kg odpowiednio po lewej, środkowej i prawej stronie). Niebieski pas przedstawia normalny układ sił uwzględniony w zastosowanym sprzęcie pomiarowym (NedLumbar/IBV).

Zgodnie z przedstawieniem graficznym i biorąc za punkt odniesienia niebieski pasek, który reprezentuje referencyjny wzorzec ruchu, ruch kręgosłupa wykonywany przez osobę podczas ocenianej aktywności był szybki lub z odpowiednią prędkością, ponieważ zarówno przyspieszenie, jak i prędkość mieszczą się w zakresie, który ten system pomiarowy uznaje za normalny. Ponadto, inną interpretacją tego wyniku jest to, że nie obserwuje się znaczącego spadku prędkości i/lub przyspieszenia tułowia, gdy zwiększa się podnoszony ciężar, co również odpowiada normalnemu wzorcowi ruchu.

Powtarzalność

Na podstawie wszystkich wykresów przedstawionych w tym podrozdziale, aktywność zarejestrowana poprzez kilka powtórzeń pomiarowych (zarówno rysunek 11 jak i 12 przedstawiają trzy powtórzenia czynności wstawania z krzesła oraz trzy powtórzenia czynności podnoszenia każdego ciężaru) generalnie wykazuje wysoką powtarzalność, ponieważ wzorzec ruchowy wykonywany przez osobę ocenianą jest praktycznie taki sam. Powtarzalność wskazuje na podobieństwo pomiędzy różnymi powtórzeniami tego samego ruchu lub czynności. W dziedzinie oceny biomechanicznej, współczynnik zmienności pomiarów jest często używany do obliczania powtarzalności. Oczekiwany wynik w normalnym wzorcu ruchowym wiąże się z wysoką powtarzalnością.

Wiele innych parametrów może być uzyskanych za pomocą tego typu testów. Możesz poszerzyć swoją wiedzę, czytając poniższy przegląd systematyczny autorstwa Papi i wsp.⁴ dotyczący wykorzystania pomiarów kinetycznych i kinematycznych w ocenie klinicznej kręgosłupa lędźwiowego:

Papi, E., Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2018). Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 55, 53-64.

6. Ocena siły działającej na kręgosłup lędźwiowy

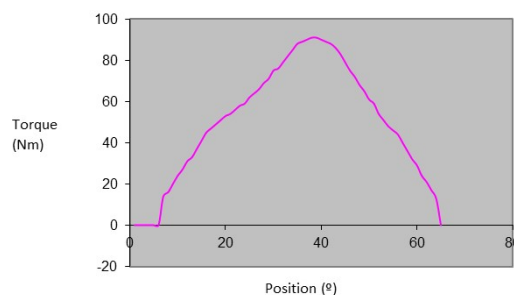
Ocena siły kręgosłupa lędźwiowego przy użyciu techniki instrumentalnej koncentruje się na sile mięśniowej (izokinetyka) oraz na aktywności mięśniowej (sEMG).

Ocena siły mięśniowej. Izokinetyka.

Maksymalna zdolność mięśniowa definiowana jest jako największa siła, jaką mięsień może wywierać na układ kostny w określonych warunkach obciążenia. Jest to parametr najczęściej wykorzystywany w praktyce klinicznej, ponieważ zdolność mięśnia zmienia się w zależności od kąta stawu, na który działa, czyli inaczej mówiąc od jego ramienia dźwigni. Na zależność pomiędzy generowaną parą sił a kątem nachylenia stawu wpływa wiele zmiennych, które powinny być uwzględnione w końcowych wynikach oceny, takich jak wiek, płeć, motywacja badanego, ból, fizjologia mięśni i stawów, a także warunki wykonywanego ćwiczenia (ekscentryczne, koncentryczne, izometryczne, izokinetyczne). Dodatkowo, każdy uszkodzony element jednostki mięsień/ścięgno (deformacja, naderwanie, zapalenie ścięgna, ból) może ograniczyć zdolność mięśnia do wytwarzania siły.

Istnieją systemy do pomiaru siły mięśni przykręgosłupowych. Jednymi z najczęściej stosowanych są systemy izokinetyczne, które utrzymują stałą prędkość kątową ruchu w całym wybranym zakresie ruchu. W celu przeprowadzenia oceny izokinetycznej kręgosłupa, osoba badana porusza tułowiem z prędkością kontrolowaną i wybraną przez egzaminatora. Opór stawiany ruchowi przez urządzenie pomiarowe jest automatycznie dostosowywany do przyłożonej siły, tak aby mięsień utrzymywał swoją maksymalną wydajność w całym zakresie ruchu.

Na podstawie siły zarejestrowanej przy użyciu metod izokinetycznych sporządza się szereg wykresów i tabel. Dla każdej badanej grupy mięśniowej i dla każdej prędkości, z jaką pracuje mięsień, istnieje krzywa normalna, która przedstawia moment obrotowy tego mięśnia w trakcie całego ruchu. Wykres ten pozwala na uzyskanie krzywej momentu obrotowego w korespondencji z łukiem stawowym w każdym przypadku, co pozwala na przeprowadzenie dokładnej analizy rozwoju siły mięśniowej w każdym punkcie łuku ruchu. Rysunek 13 przedstawia przykład wykresu normalnego skurczu izokinetycznego.

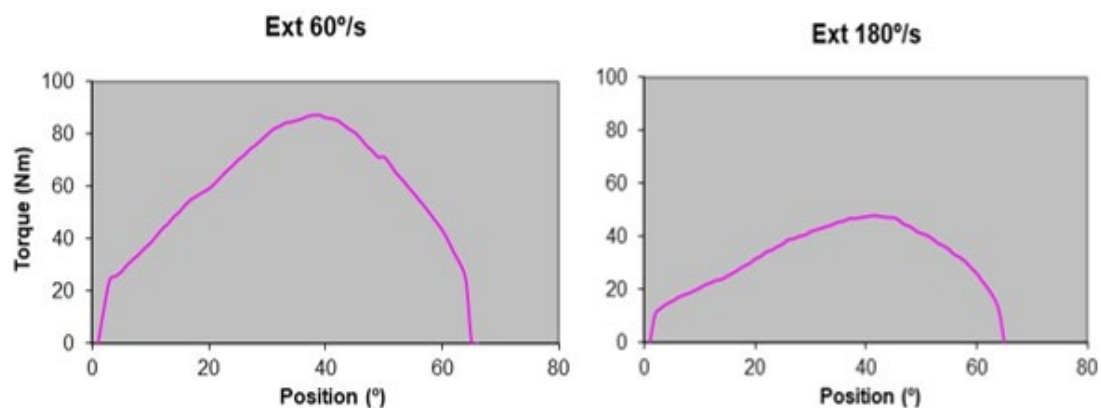


Rysunek 13. Krzywa normalna koncentrycznego izokinetycznego momentu skręcającego. Oś pionowa odzwierciedla wielkość siły generowanej przez mięsień. Oś pozioma to zakres ruchu, w którym dokonywana jest ocena.

Ogólnie rzecz biorąc, z indywidualnymi różnicami dla każdego mięśnia, oczekuje się, że ten rodzaj wykresu będzie miał formę paraboliczną, w której można rozważyć trzy zasadnicze fazy:

1. Faza wznosząca lub przyspieszenia (tempo rozwoju momentu obrotowego w czasie). Krzywa gwałtownie wznosi się, staje się lekko wypukła ku górze i dąży do prostopadłości na osi odciętych w miarę zmniejszania się czasu, jaki upływa od początku skurczu do osiągnięcia szczytowego momentu obrotowego. Coyle i wsp.¹⁵ wiążą to z siłą eksplozywną mięśnia spowodowaną działaniem włókien II (włókna szybko kurczące się). Jeśli podczas początkowej fazy przyspieszenia krzywa jest wklęsła, a szczytowy moment obrotowy występuje w środku lub w ostatniej jednej trzeciej krzywej, mamy do czynienia z hipofunkcją lub hipotrofią mięśniową.
2. Szczytowy moment obrotowy. Odcinek krzywej, w którym osiąga on maksimum w punkcie przegięcia. Odpowiada on szczytowemu momentowi obrotowemu badanego mięśnia.
3. Faza zaniku siły (tempo zaniku siły). Linia krzywej jest zwykle wypukła i osiąga koniec ruchu, w którym to punkcie styka się z linią bazową.

W normalnym wzorcu izokinetycznym należy zauważyć, że szczytowy moment obrotowy mięśnia zmniejsza się wraz ze wzrostem prędkości roboczej (rys. 14).



Rysunek 14. Zapis izokinetyczny grupy mięśni prostowników przy prędkości wolnej (po lewej) i szybkiej (po prawej).

W odniesieniu do wyników uzyskanych w ocenie izokinetycznej, główne informacje dostarczane przez izokinetykę tułowia w kontekście oceny klinicznej obejmują:

1. **Szczytowy moment obrotowy.** Wyraża on, jako wartość bezwzględna, maksymalny moment obrotowy wytwarzany przez ocenianą grupę mięśniową. Szczytowy moment obrotowy jest iloczynem siły przyłożonej wokół osi obrotu i prostopadłej odległości między punktem przyłożenia siły a środkiem obrotu. Jednostką pomiaru jest Nm. Na wartość tę ma wpływ płeć, wiek, nawyki sportowe, a także czynniki związane z rodzajem pracy mięśniowej, np. praca koncentryczna lub ekscentryczna, oraz szybkość wykonywania ćwiczenia. Należy pamiętać, że wyższe wartości szczytowego momentu obrotowego uzyskuje się przy wolnych prędkościach niż przy szybkich (rys. 14).
2. **Średni moment obrotowy.** Ocenia średni moment obrotowy rozwijany w całym zakresie ruchu. Jest to ciekawy parametr, ponieważ informuje o pracy mięśnia wykonywanej w całym zakresie, a nie tylko o jego działaniu w określonym punkcie, jak

to ma miejsce w przypadku momentu szczytowego. Wyrażany jest w Nm i należy określić warunki, w jakich dokonywano oceny (rodzaj skurczu i prędkość).

3. **Analiza morfologii krzywej.** Każda grupa mięśniowa rozwija normalny wykres z niewielkimi różnicami w zależności od rodzaju skurczu i jego prędkości. Morfologia jest na ogół lepiej zbadana przy mniejszych prędkościach. Dokonaj przeglądu wcześniejszych uwag dotyczących wykresu.
4. **Zależność agonista-antagonista.** Wyraża ona ilościową zależność pomiędzy momentem obrotowym grupy agonistów a momentem obrotowym grupy antagonistów. Jest to stosunek wyrażony w procentach. Zazwyczaj reprezentuje on prawidłową równowagę agonista-antagonista i umożliwia wizualizację nierównowagi mięśniowej.

Na koniec, badanie izokinetyczne kręgosłupa stwarza pewien szczególny problem: brak symetrycznego stawu, z którym można by porównać wyniki. Deficyt może być zdefiniowany poprzez porównanie z danymi normatywnymi. Ta alternatywa prawie zawsze wymaga posiadania własnej bazy danych, ponieważ wartości są uwarunkowane zarówno zastosowanym protokołem badania, jak i typem lub marką handlową izokinetycznego urządzenia użytego do pomiaru.

Siła izokinetyczna zginaczy i prostowników zmienia się w zależności od pozycji osoby ocenianej. Warto ponownie zwrócić uwagę na znaczenie standaryzowanego protokołu dla porównania danych. Ponadto, brak przeciwległej kończyny do porównania wyników lub wspólnej procedury pomiarowej utrudnia uzyskanie wartości referencyjnych, które pomagają w interpretacji wyników. Dlatego też monitorowanie postępów jest najlepszym sposobem oceny i obserwacji tych pacjentów.

Na podstawie opublikowanych danych dotyczących oceny izokinetycznej siły tułowia, mężczyźni mają tendencję do wytwarzania większego momentu siły w mięśniach zginających i rozciągających tułowia w stosunku do masy ciała niż kobiety (siła tułowia jest zwykle wyrażana jako procent w odniesieniu do całkowitej masy ciała). Jak już wcześniej wspomniano, pozycja, w której dokonywany jest pomiar, wpływa na uzyskane wartości siły. I tak, wartość siły zginaczy jest większa w pozycji stojącej niż w siedzącej. Ponadto, wartości siły mięśni prostowników są większe niż zginaczy, choć wydaje się, że różnica ta zmniejsza się wraz ze wzrostem prędkości. W każdym razie zaleca się, aby ocena tułowia była dokonywana przy małych prędkościach, ponieważ znaczna masa tułowia utrudnia przyspieszanie przy większych prędkościach.¹⁶

Kolejnym parametrem, który jest analizowany podczas oceny izokinetycznej jest relacja pomiędzy agonistami i antagonistami. W tym przypadku byłaby to relacja pomiędzy zginaczami i prostownikami, ale napotykamy na ten sam problem: niektóre badania pracują z relacją zginacz/prostownik, podczas gdy inne z relacją prostownik/prostownik.

Wreszcie, należy zauważyć, że rotacje i zginanie boczne są mało zbadane. Rotacja tułowia zachodzi w płaszczyźnie poprzecznej ciała i jest wytwarzana głównie przez mięśnie skośne wewnętrzne i zewnętrzne brzucha. Skośny wewnętrzny powoduje rotację w tę samą stronę, natomiast skośny zewnętrzny w stronę przeciwną. W związku z tym skurcz prawego mięśnia skośnego wewnętrznego i lewego mięśnia skośnego zewnętrznego następuje w prawo, a skurcz lewego mięśnia skośnego wewnętrznego i prawego mięśnia skośnego zewnętrznego - w lewo. Chociaż podczas rotacji kurczą się zarówno mięśnie skośne kontralateralne, jak i

ipsilateralne, analiza elektromiograficzna wykazuje, że aktywność mięśni skośnych kontralateralnych jest większa niż mięśni skośnych ipsilateralnych.¹⁶

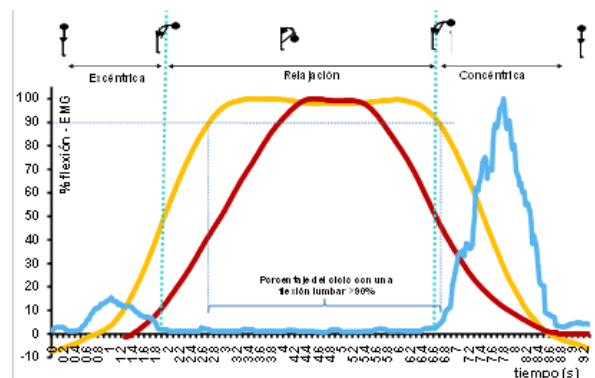
Dodatkowo, zgięcie boczne tułowia występuje w płaszczyźnie czołowej. Niewiele jest opublikowanych informacji na temat normalnych wartości izokinetycznych dla tego ruchu, ale wydaje się, że różnica pomiędzy lewym i prawym zgięciem bocznym jest minimalna.

Ocena aktywności mięśni. Elektromiografia powierzchniowa.

Aktywność mięśni tułowia może być pośrednio oceniana za pomocą elektromiografii. Jest to powód, dla którego powierzchniowe EMG jest techniką często wykorzystywaną do oceny obszaru lędźwiowego, a w szczególności do analizy zachowania mięśni podczas ruchów takich jak zgięcie-wyprost tułowia.

Podczas elektromiograficznej analizy zgięcia tułowia w pozycji stojącej, w punkcie zbliżonym do maksymalnego zgięcia obserwuje się nagle mioelektryczne wyciszenie lub rozluźnienie mięśni prostowników kręgosłupa. To zachowanie kręgosłupa zostało opisane u zdrowych ludzi i jest znane jako zjawisko zgięcia-relaksacji.

Normalny wzorzec aktywacji jest przedstawiony na poniższym wykresie, gdzie wzór zgięcia lędźwiowego jest zaznaczony kolorem żółtym, a wzór zgięcia biodrowego kolorem czerwonym.



Rysunek 15. Zgięcie odcinka lędźwiowego i zgięcie biodra podczas zgięcia-wyprostowania tułowia.

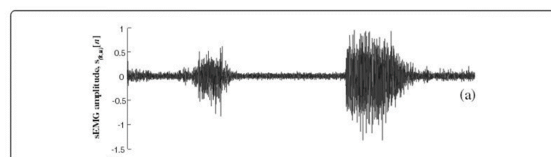
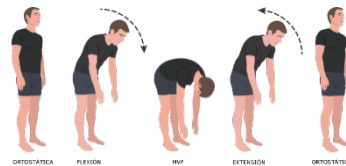
Na wykresie oś rzędnych przedstawia procent zgięcia w stosunku do wartości maksymalnej. Temu wzorcowi zgięcia lędźwiowego i zgięcia bioder, który jest znany jako rytm lędźwiowo-piersiowy, towarzyszy specyficzny wzorzec aktywacji prostownika kręgosłupa, który odpowiada niebieskiej linii na wykresie. Ekscentrycznie aktywowany jest najpierw na początku zgięcia, aby kontrolować ruch zgięcia. W pewnym momencie, kiedy kręgosłup lędźwiowy jest jeszcze daleki od pełnego zgięcia, ulega on dezaktywacji i rozpoczyna się faza tzw. ciszy mioelektrycznej. Jest to zjawisko zgięcia-relaksacji. Krótko po rozpoczęciu przez kręgosłup ruchu wyprostowania następuje ponowna aktywacja mioelektryków kręgosłupa, tym razem bardziej intensywna, w koncentrycznym szczycie aktywacji. Ten fizjologiczny wzorzec może być zmieniony u osób z bólami dolnej części pleców.

Ta odpowiedź nerwowo-mięśniowa jest prawdopodobnie wyzwalana przez obciążenie mechaniczne, które występuje w więzadłach i dyskach kręgosłupa lędźwiowego, silnie

unerwionych przez receptory monitorujące bodźce proprioceptywne i nocyceptywne¹⁷ Floyd i Silver¹⁸ po raz pierwszy zasugerowali, że tylne pasywne struktury lędźwiowe (więzadła kręgosłupa i dyski międzykręgowce) zapewniają niezbędny moment obrotowy podczas maksymalnego zgięcia tułowia przy braku aktywności mięśniowej mięśnia prostownika kręgosłupa.

W literaturze istnieją dowody potwierdzające wiarygodność pomiarów EMG w odcinku lędźwiowym podczas i pomiędzy sesjami zarówno statycznych, jak i dynamicznych ruchów/postawy, w tym zgięcia i tak zwanego "ponownego wyprost", czyli osiągnięcia pozycji pionowej z pozycji zgiętej.¹⁹ Istnieją kontrowersje dotyczące "idealnych" wyników ilościowego przedstawiania zjawiska zgięcia-relaksacji w odcinku lędźwiowym. Głównymi kandydatami wydają się być surowy sygnał EMG w μV (root mean square lub RMS) przy maksymalnym zgięciu lub stosunek zgięcia do rozluźnienia (flexion-relaxation ratio - FRR).^{20,21,22}

U normalnych i zdrowych osób aktywność EMG podczas zgięcia mięśni lędźwiowo-piersiowych początkowo wzrasta, a następnie maleje, ponieważ więzadła zaczynają podtrzymywać tułów wraz ze wzrostem kąta zgięcia. Przy maksymalnym dobrowolnym zgięciu (MVF), aktywność sEMG jest często na poziomie lub poniżej poziomu aktywności sEMG w pozycji stojącej. Wzorzec aktywności sEMG związany ze zgięciem i wyprostem u normalnej, zdrowej osoby przedstawiono na poniższym rysunku. U osób z bólami w dolnej części pleców rozluźnienie mięśni przykręgowych w MVF nie występuje lub jest zmniejszone. Przykład zapisu zakwalifikowanego jako normalny wzorzec z powodu obecności ciszy mioelektrycznej jest również przedstawiony poniżej



Rysunek 16. Aktywność mięśniowa podczas testu zgięcia-wyprosttu kręgosłupa lędźwiowego.

7. Kluczowe zagadnienia

- Większość badań naukowych wykazuje, że istnieją związane z wiekiem zmiany w zakresie ruchu (ROM) oraz że zmiany te mogą dotyczyć niektórych ruchów bardziej niż innych. Wadą tych badań jest to, że do określenia zakresu ruchu w odcinku piersiowym, piersiowo-lędźwiowym i lędźwiowym stosuje się wiele różnych instrumentów i metod, co utrudnia porównanie wyników. Mimo to, wszystkie one stwierdzają, że ruchomość zmienia się wraz z wiekiem, a zakres ruchu zmniejsza się wraz z wiekiem.
- W celu dokładniejszego pomiaru zakresu ruchu kręgosłupa Amerykańskie Towarzystwo Medyczne (American Medical Association - AMA)¹¹ zaleca stosowanie inklinometrów jako dokładnej metody oceny rzeczywistego zakresu ruchu kręgosłupa.
- Ból dolnego odcinka kręgosłupa ogranicza lub zmienia możliwości poruszania się, zarówno z przyczyn organicznych, jak i psychicznych. Najczęstszą skargą osób dotkniętych tym objawem jest niemożność wykonywania częstych i powszechnych czynności życia codziennego, takich jak siadanie i wstawanie z krzesła w domu, w pracy lub w miejscu wypoczynku, schyłanie się, przenoszenie i przesuwanie ciężarów zarówno w pracach domowych, jak i zawodowych.
- Analiza kinematyczna i kinetyczna wyżej wymienionych ruchów pozwala na ich dokładniejsze zdefiniowanie poprzez analizę zakresu ruchu (ROM), przyspieszenia kąтового i prędkości, z jaką ruch jest wykonywany, jak również innych parametrów, takich jak siła reakcji i powtarzalność ruchu. Zmiana parametrów definiujących ruch wiąże się z funkcjonalną zmianą osoby w zakresie wykonywania analizowanych zadań.
- Istnieją systemy do pomiaru siły mięśni przykręgowych. Jednymi z najczęściej stosowanych są systemy izokinetyczne, które utrzymują stałą prędkość kątową ruchu w całym wybranym zakresie ruchu.
- Aktywność mięśni tułowia może być pośrednio oceniana za pomocą elektromiografii. Z tego powodu powierzchniowe EMG jest techniką często wykorzystywaną do oceny odcinka lędźwiowego, a w szczególności do analizy zachowania mięśni podczas ruchów takich jak zgięcie-wyprost tułowia.

8. Referencje

- [1] Jacobs, J. V., Yaguchi, C., Kaida, C., Irei, M., Naka, M., Henry, S. M., & Fujiwara, K. (2011). Effects of experimentally induced low back pain on the sit-to-stand movement and electroencephalographic contingent negative variation. *Experimental brain research*, 215(2), 123.
- [2] Alqhtani, R. S., Jones, M. D., Theobald, P. S., & Williams, J. M. (2015). Correlation of lumbar-hip kinematics between trunk flexion and other functional tasks. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 38(6), 442-447.
- [3] Pourahmadi, M. R., Ebrahimi Takamjani, I., Jaberzadeh, S., Sarrafzadeh, J., Sanjari, M. A., Bagheri, R., & Taghipour, M. (2019). Kinematics of the spine during sit-to-stand movement using motion analysis systems: a systematic review of literature. *Journal of sport rehabilitation*, 28(1), 77-93.
- [4] Papi, E., Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2018). Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 55, 53-64.
- [5] Stienen, M. N., Ho, A. L., Staartjes, V. E., Maldaner, N., Veeravagu, A., Desai, A., ... & Park, J. (2019). Objective measures of functional impairment for degenerative diseases of the lumbar spine: a systematic review of the literature. *The Spine Journal*.
- [6] Peydro, M. F., López, J., Cortés, A., Vivas, M. J., Garrido, J. D., & Tortosa, L. (2011). Análisis cinético y cinemático del gesto «levantarse de una silla» en pacientes con lumbalgias. *Rehabilitación*, 45(2), 99-105.
- [7] Zijlstra, A., Mancini, M., Lindemann, U., Chiari, L., & Zijlstra, W. (2012). Sit-stand and stand-sit transitions in older adults and patients with Parkinson's disease: event detection based on motion sensors versus force plates. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), 75.
- [8] Svendsen, J. H., Svarrer, H., Laessoe, U., Vollenbroek-Hutten, M., & Madeleine, P. (2013). Standardized activities of daily living in presence of sub-acute low-back pain: a pilot study. *Journal of electromyography and kinesiology*, 23(1), 159-165.
- [9] Sánchez-Zuriaga, D., López-Pascual, J., Garrido-Jaén, D., de Moya, M. F. P., & Prat-Pastor, J. (2011). Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. *Spine*, 36(16), 1279-1288.
- [10] McGregor, A. H., McCarthy, I. D., & Hughes, S. P. (1995). Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine*, 20(22), 2421-2428.
- [11] Gerhardt, J., Cocchiarella, L. and Lea, R.: The Practical Guide to Range of Motion Assessment, AMA, Chicago, 2002

- [12] Nachemson, A. L. (1976). The lumbar spine an orthopaedic challenge. *spine*, 1(1), 59-71.
- [13] Marras, W. S., & Wongsam, P. E. (1986). Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(4), 213-217.
- [14] Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of gerontology*, 46(3), M91-M98.
- [15] Coyle, E. F., Feiring, D. C., Rotkis, T. C., Cote 3rd, R. W., Roby, F. B., Lee, W., & Wilmore, J. H. (1981). Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *Journal of applied physiology*, 51(6), 1437-1442.
- [16] Smith, S. S., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., & Becker, T. J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 10(8), 757-764.
- [17] Holm, S., Indahl, A., & Solomonow, M. (2002). Sensorimotor control of the spine. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 12(3), 219-234.
- [18] Floyd, W. F., & Silver, P. H. S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *The Journal of physiology*, 129(1), 184-203.
- [19] Mayer et al. The Quantified Lumbar Flexion-Relaxation Phenomenon Is a Useful Measurement of Improvement in a Functional Restoration Program. *Spine*, Volume 34, Number 22, pp 2458–2465.
- [20] Sihvonen, T., Partanen, J., Hänninen, O., & Soimakallio, S. (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 72(13), 1080-1087.
- [21] Neblett, R., Brede, E., Mayer, T. G., & Gatchel, R. J. (2013). What is the best surface EMG measure of lumbar flexion-relaxation for distinguishing chronic low back pain patients from pain-free controls?. *The Clinical journal of pain*, 29(4), 334.
- [22] Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R., Ambroz, C., & Caruso, M. (2005). A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The journal of pain*, 6(11), 711-726.



Wsparcie Komisji Europejskiej dla produkcji tej publikacji nie stanowi poparcia dla treści, które odzwierciedlają jedynie poglądy autorów, a Komisja nie może zostać pociągnięta do odpowiedzialności za jakiegokolwiek wykorzystanie informacji w niej zawartych.