

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



MODUL BIOMECHANIK DER WIRBELSÄULE

Didaktische Einheit D: INSTRUMENTIERTE ANALISE DER WIRBELSÄULE

D.4 Wie sieht eine normale biomechanische Beurteilung der Lendenwirbelsäule aus?



Index

1. ZIELE2	
2. FUNKTIONELLE BEURTEILUNG DER LENDENWIRBELSÄULE	3
3. BEURTEILUNG DES LUMBALEN BEWEGUNGSUMFANGS (ROM)	5
Beurteilung mittels Inklinometer	5
4. KINEMATISCHE BEURTEILUNG DER LENDENWIRBELSÄULE	12
5. KINEMATISCHE UND KINETISCHE BEURTEILUNG BEI TÄGLICHEN AKTIVITÄTEN UND SCHMERZEN IM UNTEREN RÜCKENBEREICH	13
6. KRAFTMESSUNG AN DER LENDENWIRBELSÄULE	19
Beurteilung der Muskelkraft. Isokinetik	19
Beurteilung der Muskelaktivität. Oberflächen-Elektromyographie	22
7. WICHTIGE IDEEN	25
8. REFERENZEN	26

1. Ziele

- Die normalen Ergebnisse einer lumbalen biomechanischen Beurteilung zu erkennen.
- Sich mit der Interpretation der Ergebnisse vertraut machen, die bei der lumbalen biomechanischen Beurteilung einer normalen Population erzielt werden.
- Sich mit der Interpretation der Ergebnisse vertraut machen, die bei der Beurteilung der Lendenmuskelkraft in einer normalen Population erzielt werden.
- Das erworbene Wissen auf einen klinischen Fall anwenden.

2. Funktionelle Beurteilung der Lendenwirbelsäule

Schmerzen im unteren Rückenbereich sind eine der häufigsten Ursachen für Behinderungen, von denen die meisten Menschen irgendwann in ihrem Leben betroffen sind. Die Qualität und Validität von Anwendungen zur Beurteilung der Lendenwirbelsäule hängt von den verwendeten Messinstrumenten ab. ¹ Im aktuellen klinischen Umfeld wird die Lendenwirbelsäulenanalyse in der Regel mit subjektiven und qualitativen Ansätzen durchgeführt, z. B. durch menschliche Beobachtung und Selbstauskunft des Patienten. Obwohl einige schwere Bewegungsstörungen durch menschliche Augen beobachtet werden können, können ohne quantitative Messungen subtile Veränderungen unbemerkt bleiben.

Lumbalschmerzen können mit Tests bewertet werden, die tatsächliche Schäden auf der Ebene der Körperstruktur, der physiologischen Funktionen oder der Aktivitäten, die durch dieses Symptom verändert werden können, aufzeigen. Klinische Standards und die wichtigsten Studien zu lumbalen Pathologien konzentrieren sich auf die Beurteilung der Mobilität. Es hat sich gezeigt, dass Patienten mit Schmerzen im unteren Rückenbereich (LBP) einige Einschränkungen in der Bewegung der Wirbelsäule haben, die ihre Funktion beeinträchtigen. Die Unfähigkeit, sich aus einer sitzenden Position zu erheben oder ein Gewicht zu heben, wird von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) als behindernde Bedingung für Schmerzen im unteren Rückenbereich anerkannt. Insbesondere die normale Beweglichkeit der Wirbelsäule ist für die optimale Ausführung dieser täglichen Aktivitäten notwendig. Es wurde berichtet, dass die Beeinträchtigung der Wirbelsäulenmobilität zu verschiedenen Formen von Funktionseinschränkungen führen kann, die die Lebensqualität erheblich beeinträchtigen können. ² Daher ist die Fähigkeit, die Bewegung der Lendenwirbelsäule bei diesen Aktivitäten zuverlässig zu messen und zu bewerten, von entscheidender Bedeutung für die Aufklärung der Pathophysiologie verschiedener muskuloskelettaler Erkrankungen, wie z. B. LBP. ¹

Die Anatomie und Funktion der Lendenwirbelsäule ist komplex und erfordert eine Messtechnik, die 3-dimensionale (3D) Bewegungen und Kräfte erfassen kann. Biomechanische Labore haben Standardwerkzeuge zur Bewegungsanalyse eingeführt, die auf optischen Motion-Capture-Systemen, Kraftmessplatten und Elektromyographie (EMG)-Systemen basieren.

Die quantitative Analyse funktioneller Aktivitäten mithilfe optischer Bewegungsanalyssysteme ist gut etabliert und wurde im klinischen Kontext eingesetzt, um bei der Diagnose, der Behandlungsplanung und der Bewertung der Behandlungsergebnisse zu helfen. ³ Die frühzeitige Erkennung beeinträchtigter Aktivitäten des täglichen Lebens und die Verabreichung maßgeschneiderter Interventionen können den Verlust funktioneller Fähigkeiten und Sturzereignisse verhindern. Einfach anwendbare objektive Methoden, die zur Beurteilung oder Überwachung der Ausführung von Sitz-Steh- und Steh-Sitz-Bewegungen verwendet werden können, können bei der Entwicklung effektiver Interventionen und bei der Optimierung der individuellen Anwendung von Interventionen helfen. ^{3,4,5}

Wenn das Ziel der Analyse die Beurteilung von Funktionseinschränkungen ist, sollte die Referenzpopulation für einen Patienten asymptotische Probanden gleichen Geschlechts umfassen, die dem gleichen Altersbereich angehören (z. B. Kinder, Erwachsene oder Senioren). Eine andere Möglichkeit der funktionellen Beurteilung ist der Vergleich von Ergebnissen aus verschiedenen Messsitzungen desselben Patienten im Laufe der Zeit. ^{6,7,8,9}

Kurz gesagt, der kinematische Ansatz scheint für die funktionelle Beurteilung der Lendenwirbelsäule unerlässlich zu sein, da einige der wichtigsten Variablen, die bei Patienten mit Schmerzen oder anderen Arten von lumbalen Pathologien beeinträchtigt sind, das ROM sind, das für viele Aktivitäten des täglichen Lebens von grundlegender Bedeutung ist, und die motorische Kontrolle, die kinematisch durch verschiedene spezifische Tests und eine funktionelle Aufgabe gemessen werden kann.

Eine eingeschränkte Mobilitätsfunktion ist eines der frühesten und charakteristischsten Symptome einer Vielzahl von neuromuskuloskelettalen Erkrankungen. Mobilität ist essentiell für den Erhalt der Unabhängigkeit und ein wesentliches Attribut der Lebensqualität. Eingeschränkte Mobilität ist ein entscheidender Faktor für die Unabhängigkeit und trägt wesentlich zur körperlichen Behinderung bei.

Details zu den in diesem Abschnitt erwähnten Messprotokollen können Sie in der didaktischen Einheit D.2 nachlesen. Welche thorakalen und lumbalen biomechanischen instrumentierten Auswertungsprotokolle gibt es?

Erinnern Sie sich an die Elemente, die einen biomechanischen Bewertungstest bestimmen:

- Die **Funktion**, die der Bewertung unterliegt.
- Die **instrumentelle Technik**, auf der es basiert.
- Das verwendete **Bewertungsprotokoll**.
- Welche **Ergebnisse es liefert**, in welchen Einheiten und mit welchen Datenanalysetechniken sie gewonnen wurden.
- Das Vorhandensein von **standardisierten Kriterien für die Interpretation**.

Dieser Abschnitt konzentriert sich auf die Analyse der Ergebnisse, die bei der lumbalen Beurteilung der Normalbevölkerung mit Hilfe biomechanischer Analysetechniken erzielt wurden. Die Studierenden erwerben Fähigkeiten zur Interpretation dieser Ergebnisse, sie können sie erkennen und eine Beziehung zu einem normalen Muster der lumbalen Funktionalität herstellen.

3. Beurteilung des lumbalen Bewegungsumfangs (ROM)

Im Allgemeinen werden in der Wirbelsäule Flexions-Extensions-Bewegungen, Lateralisationen und axiale Rotationen ausgeführt. Der Bewegungsumfang der einzelnen Gelenke ist klein und hängt von der Ausrichtung der interapophysären Gelenke und der Elastizität der Bandscheiben ab. Wenn wir jedoch alle auf jeder Funktionsebene erreichten Grade addieren, wird der gesamten Wirbelsäule eine große Beweglichkeit verliehen.

Die meisten wissenschaftlichen Studien zeigen, dass es altersbedingte Veränderungen des Bewegungsumfangs (ROM) gibt, die einige Bewegungen mehr als andere betreffen können. Der Nachteil dieser Studien liegt darin, dass sie eine große Vielfalt an Instrumenten und Methoden zur Bestimmung des Bewegungsumfangs der Brust-, Brust- und Lendenwirbelsäule verwenden, was einen Vergleich der Ergebnisse schwierig macht. Trotzdem kommen alle zu dem Schluss, dass sich die Beweglichkeit mit dem Alter verändert und der Bewegungsumfang mit zunehmendem Alter abnimmt.

Als Beispiel verwenden wir die Arbeit von Mc Gregor et al. ¹⁰, die zeigt, dass das Alter einen signifikanten Einfluss auf alle Bewegungsebenen hat. Nach diesen Autoren ist die maximale Extension die am meisten betroffene Bewegung, die in jedem Lebensjahrzehnt signifikant abnimmt. Die Lateralflexion nimmt nach dem 40. Lebensjahr und in jedem weiteren Lebensjahrzehnt ab. Die Flexion nimmt zunächst nach dem 30. Lebensjahr ab, bleibt aber gleich, bis es nach dem 50. Bei der axialen Rotation werden jedoch keine Abnahmen oder ähnliche Tendenzen beobachtet.

Die Art der Ergebnisse, die bei der Beurteilung des Bewegungsumfangs mit Hilfe biomechanischer Techniken erzielt werden, sowie die standardisierten Kriterien zur Interpretation solcher Ergebnisse sind unten dargestellt.

Beurteilung mittels Inklinometer

Es ist schwierig, die tatsächliche Bewegung der Wirbelsäule durch eine körperliche Untersuchung genau zu messen. Dies liegt an der Weichteilbedeckung der Wirbelsäule, den Krümmungen der Wirbelsäule, Bewegungsvariationen in verschiedenen Abschnitten der Wirbelsäule und dem Vorhandensein von Hüftbewegungen. In der Tat kann sich eine Person um 90 Grad nach vorne beugen, wobei die Bewegung ausschließlich in den Hüften und nicht in der Wirbelsäule stattfindet.



Abbildung 12. Elektronisches System der dualen Inklinometrie an den entsprechenden Knochenvorsprüngen (T12-Sakrum) zur Beurteilung des maximalen Bewegungsbereichs des Gelenks während der Flexionsbewegung der Lendenwirbelsäule.

Um genauere Messungen zu erhalten, kann eine instrumentelle Technik wie Inklinometer verwendet werden (

Abbildung 1). Die American Medical Association (AMA)¹¹ empfiehlt sie als eine genaue Methode zur Schätzung der wahren Bewegung der Wirbelsäule. Das lumbale ROM muss mit dem Patienten in stehender Position gemessen werden. Dies ist die Null-Ausgangsposition.

Das mit diesem Messgerät erzielte Ergebnis ist:

- **Maximaler Bewegungsumfang in Grad** der aktiven Beweglichkeit des untersuchten Wirbelsäulensegments.

Indirekt können wir aus dem vorherigen Ergebnis erhalten oder berechnen:

- **Mobilitätsverlust oder -defizit (ML)** in Prozent des bewerteten Segments in Bezug auf die Referenzwerte.

Bei der Beurteilung mit dieser Art von Test können die für den Bewegungsumfang erzielten Ergebnisse mit den Mobilitätsergebnissen einer Gruppe von Personen ohne Bewegungseinschränkungen verglichen werden, deren Eigenschaften mit denen der beurteilten Person vergleichbar sind und die mit derselben Messtechnik und demselben Protokoll gemessen wurden; sie können auch mit Referenzwerten verglichen werden, die von der wissenschaftlichen Gemeinschaft akzeptiert und validiert wurden, oder mit anderen Ergebnissen derselben Person, die in verschiedenen Beurteilungssitzungen erzielt wurden.

Die Ergebnisse des maximalen Bewegungsbereichs der Lendenwirbelsäule bei einer Person ohne Pathologie oder schmerzhaftes Muster in der Lendenwirbelsäule sind unten dargestellt.

	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

Diese Messung wurde mit der Dual-Inklinometer-Technik durchgeführt, wobei die Empfehlungen der American Medical Association (AMA) für die Messung der Lendenwirbelsäule sowohl hinsichtlich der Position als auch der Anzahl der Wiederholungen angewendet wurden: *Bei der Bestimmung des Bewegungsumfangs muss der Untersucher drei aufeinanderfolgende Messungen auswählen und den Durchschnitt der drei Messungen berechnen. Wenn der Durchschnitt weniger als 50° beträgt, müssen drei Messungen innerhalb von 5° vom Mittelwert liegen; wenn der Durchschnitt größer als 50° ist, müssen drei Messungen innerhalb von 10% vom Mittelwert liegen.*

Abbildung 34. Aufgezeichnete Ergebnisse für jeden Inklinometer (Dual Inklinometer-Technik), der sich in T12 und im Kreuzbein befindet, um den Flexions-Extensionsbereich der Lendenwirbelsäule zu beurteilen. Das Kriterium der Messwiederholbarkeit ist erfüllt (AMA-Kriterium).

Die in Abbildung 2 dargestellten Ergebnisse mit der zweiten, dritten und vierten Wiederholung erfüllen die von der American Medical Association definierten Wiederholbarkeitskriterien. Daher sind die in drei aufeinanderfolgenden Aufzeichnungen erhaltenen Ergebnisse für die Flexion und Extension der Lendenwirbelsäule aufgrund ihrer Wiederholbarkeit gültig. Der letzte Mangel ist der des größten gemessenen Winkels in einer gültigen Serie von drei aufeinanderfolgenden Messungen. Der größte Winkel der lumbalen Flexion beträgt 57°, der der lumbalen Extension 20°. Schauen wir uns diese Berechnungen genauer an.

Im Beispiel (Abbildung 2) betragen die Patientenmessungen für die Flexion auf T12-Ebene, beginnend mit der zweiten Wiederholung, 74,8°, 74,2° und 79,5°, und für die Flexion auf Sakral-Ebene 68,5°, 69,3° und 74,8°. Von diesen Daten muss die Messung des Inklinometers in Neutralstellung abgezogen werden. Für die erste Wiederholung des in T12 platzierten Inklinometers wären dies beispielsweise $74,8^\circ - (-27,6^\circ) = 102,4^\circ$ Beugung für den Inklinometer in T12. Die Berechnungen für den Kreuzbein-Inklinometer sind die gleichen (Grad in maximaler Flexion - Grad in neutraler Position): $68,5^\circ - 23,4^\circ = 45,1^\circ$ Flexion im Kreuzbein-Inklinometer. Daher beträgt die tatsächliche Lumbalflexion in dieser Wiederholung $102,4^\circ - 45,1^\circ$, was ungefähr 57° entspricht.

Die gleichen Berechnungen gelten für alle Messungen, unabhängig von der gemessenen Bewegung. Das Ergebnis der Anwendung desselben Berechnungsverfahrens in der dritten Wiederholung ist 54°, und 53° für die vierte Wiederholung. Der Mittelwert der lumbalen Beugewinkel beträgt 55°, und alle drei Messungen liegen innerhalb von 10 % vom Mittelwert. Folglich sind die Validitätskriterien der Messung erfüllt, und der maximale Beugewinkel der gültigen Serie - 57° Lumbalflexion - wird schließlich verwendet.

Validitätstest der lumbosakralen Flexion und Extension

Bei der Analyse des Bewegungsumfangs der Lendenwirbelsäule ist zu beachten, dass auch die Hüftflexion an der Wirbelsäulenflexion beteiligt ist. Aus diesem Grund gibt es einen von der AMA empfohlenen Validitätstest in den Fällen, in denen die mit dem im Kreuzbein befindlichen Inklinometer gemessene sakrale Flexions-Extensionsbeweglichkeit sehr gering ist. Genauer

gesagt, wenn der sakrale Flexions-Extensions-Bereich (Kreuzbein- oder Hüftbewegung) weniger als 65° bei Frauen und 55° bei Männern beträgt.

Der Test wird in Rückenlage des Patienten auf einem festen, ebenen Untersuchungstisch durchgeführt. Dies ist der Test des geraden Beinanehens (passive Bewegung).



Abbildung 5. Test zum Anheben des geraden Beins (passive Bewegung).

Das mit diesem Test erhaltene Ergebnis ist der am meisten geschlossene Beinhebungswinkel (SLR). Um ihn im Rahmen einer Beurteilung der Lendenwirbelsäulenmobilität zu interpretieren, muss der erhaltene Winkel (SLR) mit der Summe der sakralen Flexions-Extensions-Winkel (ermittelt durch den im Kreuzbein befindlichen Inklinometer) verglichen werden. Wenn der geschlossenste SLR-Winkel mehr als 15° größer ist als die Summe der sakralen Flexions-Extensions-Winkel, sind die Ergebnisse der lumbosakralen Flexionsmessung nicht gültig, da die Person mehr Mobilität auf Hüfthöhe hat.

Die Messungen eines 40-jährigen Busfahrers sind zum Beispiel: 60° für die Flexion bei T12, 20° für die sakrale (Hüft-)Flexion und 10° für die sakrale (Hüft-)Extension. Der rechte, gerade Beinhebungswinkel ist der geschlossenste: 70° . Daher hat der Patient eine gesamte sakrale (Hüft-)Bewegung von $20^\circ + 10^\circ$, also 30° , im Vergleich zum geraden Beinhebungswinkel von 70° . Die Differenz zwischen 70° und 30° ist größer als 15° , so dass der Validitätstest anwendbar ist, da die gesamte sakrale Bewegung des Patienten (30°) geringer ist als 55° .

Als Untersucher und aufgrund der von Ihnen aufgezeichneten Daten wissen Sie, dass die tatsächliche Lumbalflexion gut ist ($60^\circ - 20^\circ = 40^\circ$). Sie können den Patienten ermutigen, den Test mit einer größeren Anstrengung zu wiederholen oder etwaige Befunde eines Bewegungsmangels der lumbosakralen Wirbelsäule in der Sagittalebene entkräften, da eine größere Beweglichkeit möglich ist.

Die folgenden Abbildungen zeigen das Endergebnis einer Lendenwirbelsäulenbeurteilung unter Verwendung einer dualen Inklinometertechnik bei einer Person ohne Mobilitätseinschränkungen. Diese Ergebnisse sind gültig, da sie die bereits erwähnten Validitätskriterien der AMA erfüllen.

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

Abbildung 6. Ergebnisse des maximalen aktiven Bewegungsbereichs der Lendenwirbelsäule und Prozentsatz des Mobilitätsverlusts oder -defizits (ML) in jedem Test in Bezug auf die Referenzwerte der American Medical Association (AMA). Zur Erzielung dieser Ergebnisse wurden zwei Neigungsmessgeräte verwendet.

Das folgende Diagramm zeigt eine weitere Möglichkeit, die Ergebnisse darzustellen:

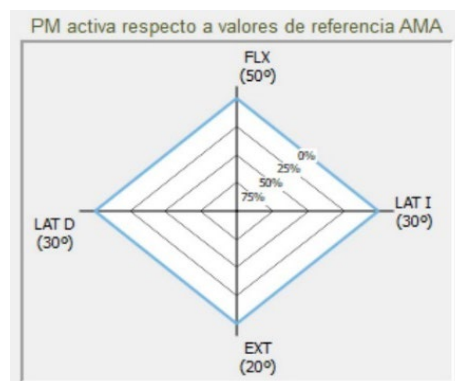


Abbildung 7. Vergleich des prozentualen Verlusts der aktiven lumbalen Mobilität in Bezug auf die Referenzwerte der American Medical Association (AMA) in jeder bewerteten Bewegungsachse. Der Prozentsatz des Mobilitätsverlustes wird durch die blaue Linie dargestellt.

Um **diese Ergebnisse zu interpretieren**, ist es empfehlenswert, dass die Schüler einige standardisierte Interpretationskriterien befolgen, indem sie einige Fragen beantworten:

- Wie groß war der maximale Bereich, der für jede Bewegung aufgezeichnet wurde?
- Liegt die erfasste Beweglichkeit für jede Achse innerhalb der Normalität?
- Welche Werte wurden als Referenz für die Normalität genommen?
- Was ist die am stärksten eingeschränkte Bewegung bzw. die Bewegung, die den größten Verlust an Beweglichkeit aufweist? Und die am wenigsten eingeschränkte Bewegung?
- Ist der Verlust der Mobilität signifikant?

- Wurden wichtige Asymmetrien in der Lateralität der Bewegungen gefunden?

Unter Anwendung dieser Kriterien können Sie die Ergebnisse des vorgeschlagenen Beispiels interpretieren. Die Interpretation würde wie folgt lauten:

Wie in Abbildung 4 gezeigt, wurde ein Maximalwert von 63° für die lumbale Flexion und 35° für die Extension erreicht. Für die linke und rechte Lateralflexion 42° bzw. 50°.

Im Allgemeinen werden diese Werte für die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule als normal angesehen, da sie über den Referenzwerten liegen, die bei dieser Beurteilung verwendet wurden (50° für die Flexion, 20° für die Extension und 30° für die Lateralisation), wie in der Grafik in Abbildung 5 dargestellt.

Es wurden keine signifikanten Asymmetrien festgestellt, da der einzige Unterschied 8° in der Lateralflexion beträgt.

Zusammenfassend kommt die endgültige Interpretation der mit Inklinometern aufgezeichneten Daten in diesem Fall zu dem Schluss, dass die lumbale Mobilität des Patienten sehr gut ist. Sie ist im Allgemeinen höher als die als Referenz betrachteten Mobilitätswerte, und es gibt keine signifikanten Asymmetrien. Daher wird sie als normale Mobilität betrachtet, da bei den analysierten Bewegungen kein Mangel an lumbaler Mobilität vorliegt.

Unter Verwendung dieser Werte oder anderer Werte, die Sie als Referenz verwenden, muss das Mobilitätsdefizit oder der Mobilitätsverlust (ML) aus dem Verhältnis der Referenzmobilitätsgrade zu den gemessenen berechnet werden. Die Berechnung des prozentualen Mobilitätsverlustes (% ML) erfolgt nach der folgenden Formel:

$$\%ML = (1 - (\text{Messwert}/\text{Referenzwert})) \times 100$$

4. Kinematische Beurteilung der Lendenwirbelsäule

Obwohl die Photogrammetrie eine instrumentelle Technik ist, die in der biomechanischen Beurteilung weit verbreitet ist, gibt es andere kleinere und tragbare Geräte, die ebenfalls eine Bewegungsanalyse durchführen können. Besonders hervorzuheben sind Inertialgeräte, die Bewegungssensoren verwenden, die an bestimmten Punkten des Subjekts mit minimalen Störungen platziert werden.

Um die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule in einer Ebene zu messen, wird die Person instrumentiert und aufgefordert, die zu beurteilende Bewegung auszuführen, in der Regel lumbale Flexion-Extension. Der Patient wird normalerweise gebeten, verschiedene Bewegungszyklen auszuführen, wie im zervikalen Bewertungstest der vorherigen Einheit gesehen. In ähnlicher Weise wie bei der Halswirbelsäule ermöglicht diese Art der Analyse eine Beurteilung:

- Maximaler Winkel der Beweglichkeit in jeder Ebene.
- Winkelgeschwindigkeit und/oder Beschleunigung der Lendenwirbelsäule.
- Wiederholbarkeit der analysierten Bewegung.

Der maximal erreichte Bereich wird gemessen, indem mehrere Wiederholungen der gleichen Bewegung aufgezeichnet werden, z. B. lumbale Flexion-Extension. Bei Bewegungseinschränkungen kann der aufgezeichnete Maximalwert mit den Werten verglichen werden, die mit demselben Messgerät und Protokoll ermittelt wurden, oder mit festgelegten Referenzwerten, z. B. denen der AMA.

Da andererseits dieselbe Bewegung im Laufe der Zeit unter denselben Messbedingungen wiederholt wird, ist nicht zu erwarten, dass signifikante Abweichungen in einem normalen Muster zu finden sind, insbesondere wenn die Zeit zwischen einer Beurteilungsserie und einer anderen kurz ist. Die Standardabweichung und der Variationskoeffizient der Messungen sind zwei Parameter, die helfen, die Wiederholbarkeit der bei dieser Art von Beurteilung durchgeführten Bewegung zu analysieren.

Die Art der Grafik, die mit dieser Analyse erhalten wird, stellt die Zyklen der Bewegung über die Zeit dar, oder die Darstellung des maximalen Bereichs der Bewegung in Bezug auf ihre Winkelgeschwindigkeit. Diese letzte Grafik zeigt auch die Regelmäßigkeit der Bewegung und die Gleichmäßigkeit ihrer Ausführung.

Um die **Ergebnisse** der kinematischen Beurteilung der Lendenwirbelsäulenbewegung zu **interpretieren**, wird empfohlen, die im vorherigen Abschnitt besprochenen Kriterien um die folgenden zu ergänzen:

- Wie hoch war die Geschwindigkeit der ausgeführten Bewegung in jeder Achse? War es eine langsame Bewegung? Handelte es sich um eine schnelle Bewegung?
- War die ausgeführte Bewegung wiederholbar?
- Wurde die Bewegung flüssig ausgeführt?

Analog zu den Ergebnissen der kinematischen Beurteilung der Halswirbelsäule in der Lerneinheit D.3 können die Ergebnisse für den Lendenbereich auf die gleiche Weise interpretiert werden.

5. Kinematische und kinetische Beurteilung bei täglichen Aktivitäten und Schmerzen im unteren Rückenbereich

Schmerzen im unteren Rückenbereich schränken die Beweglichkeit ein oder verändern sie, entweder aufgrund einer organischen oder psychischen Ursache. Betroffene klagen in der Regel darüber, dass sie häufige und alltägliche Tätigkeiten des täglichen Lebens nicht mehr ausführen können, wie z. B. das Sitzen und Aufstehen vom Stuhl zu Hause, am Arbeitsplatz oder in der Freizeit, das Bücken oder das Hantieren und Bewegen von Gewichten sowohl bei häuslichen als auch bei beruflichen Tätigkeiten. Diese Aufgaben verursachen einen Anstieg der Kraftmomente an den Gelenken der unteren Gliedmaßen und der Lendenwirbelsäule sowie der Muskelaktivität, die der Person, die sie ausführt, eine erhebliche Anstrengung oder Überlastung abverlangen können. Sie beinhalten eine funktionelle Aktivität der Lendenwirbelsäule in Koordination mit anderen Strukturen (hauptsächlich den unteren Gliedmaßen), zusätzlich zur Erzeugung einer signifikanten Aktivität in den Bauchmuskeln, den Wirbelsäulenaufrichtern und den Hüftbeugern/-streckern.

Bei Menschen mit Schmerzen im unteren Rückenbereich sind Aktivitäten wie das Beugen des Rumpfes oder das Heben von Gewichten mit einem signifikanten Anstieg des intradiskalen Drucks und folglich mit Schmerzen verbunden. 1976 führte Nachemson¹² eine Studie über intradiskale Drücke auf L3-L4-Ebene während verschiedener Aktivitäten durch. Er stellte fest, dass die Werte in sitzender Position größer sind als im Stehen und dass sie sich erhöhen, wenn die Person ein Gewicht in der Hand hält. Die in Abbildung 6 dargestellten Daten basieren auf dieser Studie und die Werte sind in Relation zu einem in stehender Position ermittelten Referenzwert (100 %) angegeben.

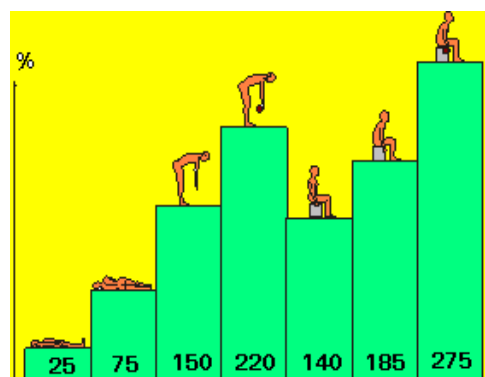


Abbildung 8. Grafischer Vergleich der intradiskalen Drücke in L3-L4 bei verschiedenen Aktivitäten (Nachemson¹², 1976)

Die kinematische und kinetische Analyse der oben genannten Bewegungen ermöglicht es uns, diese durch die Analyse des Bewegungsumfangs (ROM), der Winkelbeschleunigung und der Geschwindigkeit, mit der die Bewegung ausgeführt wird, sowie anderer Parameter wie der Reaktionskraft und der Wiederholbarkeit der Bewegung genauer zu definieren. Eine Veränderung der Parameter, die die Bewegung definieren, ist mit einer funktionellen Veränderung der Person zur Ausführung der analysierten Aufgaben verbunden.

Zur Beurteilung der oben genannten kinematischen Parameter kann ein 3D-Photogrammetriegerät eingesetzt werden. Diese Technik gilt immer noch als Goldstandard in der kinematischen Analyse menschlicher Bewegungen. Sie wird als harmlose und nicht-

invasive Technik beschrieben, die ein hohes Potenzial für die funktionelle Beurteilung von motorischen Beeinträchtigungen im Allgemeinen hat.

Auf der anderen Seite ermöglicht die Verwendung von dynamometrischen Plattformen zur Bewertung der Kräfte, die eine Bewegung erzeugen, die Analyse der Reaktionskraft der unteren Gliedmaßen gegen den Boden während verschiedener Aktivitäten, bei denen die Rumpf- oder paravertebralen Muskeln beteiligt sind, wie z. B. beim Aufstehen aus der Sitzposition auf einem Stuhl oder beim Heben eines Gewichts. Diese Art der Aufzeichnung gibt Aufschluss über den Halt, die Bewegungsstabilität und mögliche Anomalien in der von der unteren Extremität ausgeübten Kraft im Falle von Schmerzen, z. B. bei einseitiger Ischialgie. Diese Pathologie zeigt normalerweise eine Asymmetrie in der Kraftverteilung zwischen beiden Beinen.

Einige der Ergebnisse, die bei dieser Art der Beurteilung gefunden werden können, sind:

- Leistungszeit der Aktivität
- Reaktionskraft bei Unterstützung
- Asymmetrie in der Unterstützung beider unterer Gliedmaßen bei der Ausführung der Aktivität
- Winkelgeschwindigkeit und/oder Beschleunigung des Rumpfes während der Aktivität
- Reproduzierbarkeit der ausgeführten Bewegung

Einige der Ergebnisse, die bei einer biomechanischen Analyse innerhalb eines als normal angesehenen Bewegungsmusters erzielt werden, sowie deren Interpretation sind unten dargestellt. Ziel ist es, dass die Schüler die Ergebnisse erkennen und interpretieren können, was ihnen helfen wird, Unterschiede in Bezug auf die Ergebnisse für eine durch Kreuzschmerzen veränderte Bewegung zu erkennen.

Leistungszeit der Aktivität

Sie bezieht sich darauf, wie lange (in Sekunden) die Person braucht, um die bewertete Aktivität auszuführen.

Die Diagramme in Abbildung 7 zeigen die kinetische und kinematische Darstellung der Sitz-Steh-Bewegung bei einem gesunden Probanden. Dargestellt sind die vertikale Reaktionskraft (blaue Linie: Fz) und der Beugewinkel sowohl des Rumpfes (grün) als auch der unteren Extremität auf Kniehöhe (rot). Der gelb schraffierte Bereich zeigt den Beginn und das Ende der Aktivität des Aufstehens vom Stuhl an, was besonders wichtig für die Beurteilung der Funktionalität der Lendenwirbelsäule ist, da diese einer größeren Belastung ausgesetzt ist.

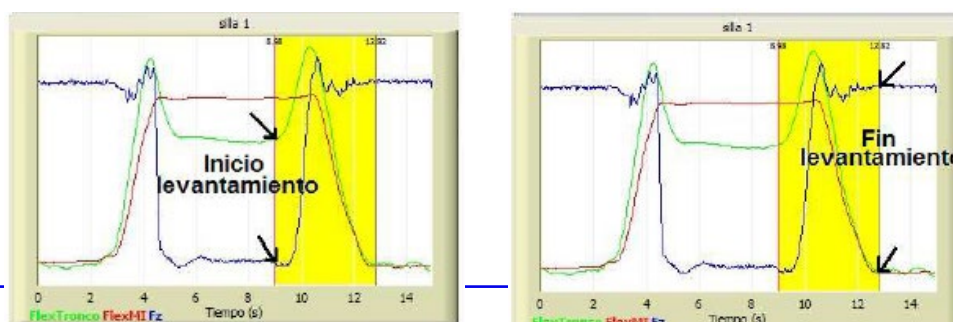


Abbildung 9. Grafische Darstellung der Aktivität des Sitzens/Aufstehens von einem Stuhl. Der Teil der Bewegung, bei dem die Person vom Stuhl aufsteht, ist gelb hervorgehoben.

Zu Beginn des Aufstehvorgangs (gelber Streifen) sitzt die Person mit einer Rumpf- und Kniebeugung von ca. 90°. Um aufzustehen, beginnt die Person, die Rumpfbeugung zu erhöhen (grüne Linie), und beginnt, den Schwung zu erzeugen, der durch die maximal erreichte vertikale Kraft (blaue Linie) dargestellt wird, um den Schwerpunkt der Person anzuheben und die aufrechte Position zu erreichen. Um das Anheben zu erreichen, muss die Person außerdem beide unteren Gliedmaßen mit Hilfe einer kräftigen Kontraktion beider Quadrizeps strecken.

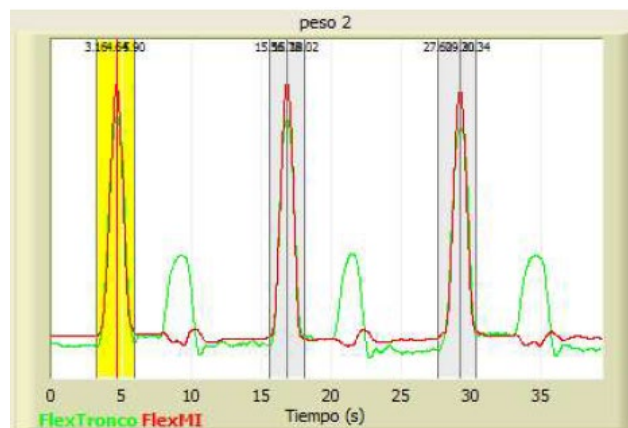


Abbildung 10. Grafische Darstellung der Aktivität des Hebens eines Gewichts. Es wird die gleiche Bewegung ausgeführt, aber jedes Mal wird ein anderes Gewicht gehoben. Der bewertete Teil der Bewegung ist gelb hervorgehoben.

Die Grafik in Abbildung 8 zeigt eine kinematische Darstellung der Bewegung, die während der Beurteilung des Gewichthebens bei einem gesunden Patienten durchgeführt wird. In diesem Fall muss der Proband ein Gewicht vom Boden aufheben (Kisten mit 0 kg, 5 kg und 10 kg Gewicht) mit beiden Händen, es bis zur Hüfte heben und schließlich auf einem Tisch ablegen, der auf einer Seite steht. Es gibt eine wichtige Rumpfbeugung (grüne Linie), eine sekundäre Beugung der unteren Gliedmaßen (rote Linie), gefolgt von einer anschließenden Gesamtextension (Anheben der Box) und schließlich eine leichte Rumpfbeugung, wenn sich die Testperson beugt, um die Box auf dem Tisch abzustellen.

Die Zeit, die die Person benötigt, um die Bewegung auszuführen, ist in jeder Studie über die Mobilität von Menschen mit einer Wirbelsäulenerkrankung oder -schädigung von wesentlicher Bedeutung. Bereits 1986 betrachteten Marras und Wongsam¹³ die Geschwindigkeit der Bewegung als quantitatives Maß bei Menschen mit Rückenerkrankungen, das helfen könnte, den Fortschritt einer Erkrankung oder Behandlung zu überwachen. Probanden ohne Pathologie der Wirbelsäule oder der unteren Gliedmaßen führen in der Regel eine schnelle Bewegung des Aufstehens vom Stuhl oder des Hebens eines Gewichts aus, d. h. eine hohe Geschwindigkeit und eine geringe Gesamtleistungszeit.

Ältere Menschen brauchen mehr Zeit, um vom Stuhl aufzustehen, was auf ihr Bedürfnis nach größerer Stabilität zurückzuführen zu sein scheint. Allerdings gibt es diesbezüglich keine schlüssigen Studien, und einige Autoren finden keine Unterschiede in der gesunden Bevölkerung nach Alter. ¹⁴

Stützreaktionskraft und Asymmetrie der Kräfte

Diese Parameter beziehen sich auf den Wert der vertikalen Komponente der Reaktionskraft, die von jeder dynamometrischen Plattform während der gesamten ausgeführten Aktivität aufgezeichnet wurde, sowie auf die Differenz der Kraft oder der Unterstützung in beiden unteren Gliedmaßen. Die Maßeinheit ist N, und wenn die Kraft auf das Gewicht normiert wird, ist sie dimensionslos.

Die unten stehende Grafik stellt die vertikale Reaktionskraft während der Aktivität des Aufstehens von einem Stuhl bei einer gesunden Person dar. Sie zeigt, dass diese Kraft zu Beginn sehr gering ist (ca. 20 % des Körpergewichts), da die Person praktisch ihr gesamtes Gewicht auf dem Stuhl und nicht auf der Kraftplattform abstützt. Bei der Einleitung des Hebevorgangs beginnt der Patient eine Beschleunigungsphase, die dazu beiträgt, genügend Schwung zu erzeugen, um vom Stuhl aufzustehen. Deshalb kommt es zu einem schnellen Anstieg der Reaktionskraft (Steigung der vertikalen Kurve) und endet mit einer maximalen Spitzenkraft. Je größer der in der Bewegung erzeugte Schwung ist, desto höher wird dieser Spitzenwert sein. Schließlich nimmt diese Kraft teilweise ab, bis sie bei Erreichen des vollen Standes mit einem Wert ähnlich dem des Körpergewichts des Probanden (100%) stabil bleibt.

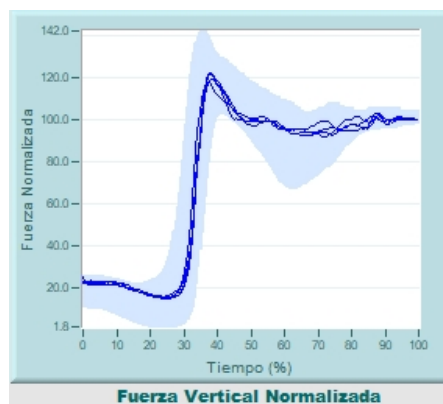


Abbildung 11. Vertikale Reaktionskraft (normalisiert auf das Körpergewicht) während der Sitz-Steh-Bewegung. Die Grafik zeigt 4 Wiederholungen dieser Aktivität (dunkelblaue Linien). Das blaue Band stellt das normale Kraftmuster dar, das in der verwendeten Messeinrichtung (NedLumbar/IBV) berücksichtigt wurde.

Daher hängt die vertikale Reaktionskraft mit dem Schwung zusammen, der beim Aufstehen vom Stuhl erzeugt wird (je schneller die Bewegung ist, desto größer ist die vertikale Reaktionskraft). Im Allgemeinen führen gesunde Probanden oder solche ohne Schmerzen im unteren Rückenbereich eine schnelle und energische Bewegung aus, folglich sind die Werte der maximalen vertikalen Kraft hoch.

Wenn zwei Kraftplattformen verwendet werden, kann gleichzeitig die Kraft bewertet werden, die von jeder unteren Extremität beim Aufstehen ausgeübt wird. Das normale Kraftmuster zeigt eine symmetrische Unterstützung, da die Durchführung jeder Aktivität, sei es das Aufstehen

von einem Stuhl oder das Heben eines Gewichts, eine ähnliche Stabilisierung und Körpergewichtsunterstützung in beiden unteren Gliedmaßen erfordert.

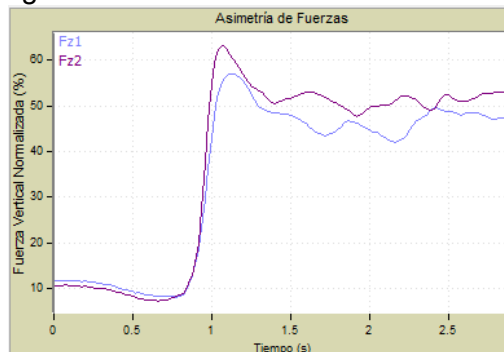


Abbildung 1213. Normalisierte vertikale Kraft, die die vertikale Reaktionskraft darstellt, die von jeder unteren Extremität ausgeübt wird, wenn das Körpergewicht auf ihnen lastet, während die Person vom Stuhl aufsteht.

In Abbildung 10 stellt Fz1 die Reaktionskraft der rechten unteren Extremität und Fz2 die der linken Seite dar. In diesem Fall ist die Verteilung der Kräfte während der Unterstützung bei der Ausführung der Bewegung praktisch ähnlich, was innerhalb eines normalen Bewegungsmusters liegen würde.

Winkelgeschwindigkeit und Beschleunigung

Diese Parameter beziehen sich auf die Winkelgeschwindigkeit und die Beschleunigung des Rumpfes während der ausgeführten Bewegung. Die Maßeinheiten sind jeweils $^{\circ}/s$ und $^{\circ}/s^2$.

Die folgenden Abbildungen zeigen Diagramme, die die Winkelgeschwindigkeit gegenüber der Winkelbeschleunigung des Rumpfes bei den beiden analysierten Aktivitäten darstellen.

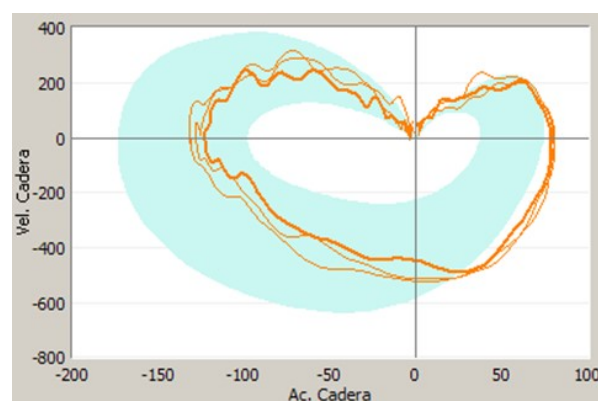


Abbildung 14. Grafische Darstellung der Winkelgeschwindigkeit in Bezug auf die Winkelbeschleunigung des Rumpfes bei der Ausführung der Aktivität des Aufstehens von einem Stuhl. Das blaue Band stellt das in der verwendeten Messeinrichtung (NedLumbar/IBV) berücksichtigte Normalkraftmuster dar.

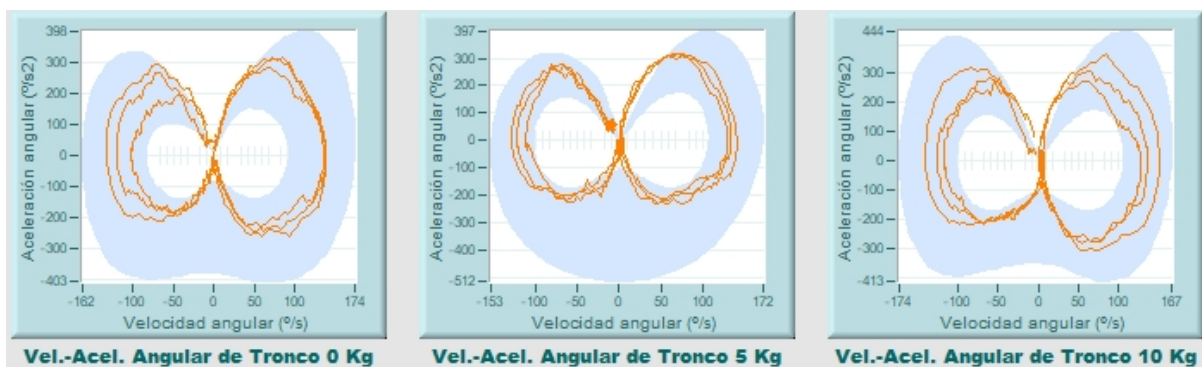


Abbildung 15. Grafische Darstellung der Winkelgeschwindigkeits-Beschleunigung des Rumpfes bei der Ausführung der Aktivität des Hebens eines Gewichts (0 kg, 5 kg und 10 kg jeweils links, Mitte und rechts). Das blaue Band stellt das Normalkraftmuster dar, das in der verwendeten Messeinrichtung (NedLumbar/IBV) berücksichtigt wurde.

Gemäß der grafischen Darstellung und unter Bezugnahme auf das blaue Band, das das Referenzbewegungsmuster darstellt, war die von der Person bei der bewerteten Aktivität ausgeführte Wirbelsäulenbewegung schnell bzw. mit einer angemessenen Geschwindigkeit, da sowohl die Beschleunigung als auch die Geschwindigkeit innerhalb des Bandes liegen, das dieses Messsystem als normal betrachtet. Darüber hinaus ist eine weitere Interpretation aus diesem Ergebnis, dass keine signifikante Abnahme der Geschwindigkeit und/oder Beschleunigung des Rumpfes beobachtet wird, wenn die gehobene Last erhöht wird, was ebenfalls einem normalen Bewegungsmuster entspricht.

Wiederholbarkeit

Basierend auf allen in diesem Unterabschnitt gezeigten Diagrammen zeigt die durch mehrere Messwiederholungen aufgezeichnete Aktivität (beide Abbildungen 11 und 12 zeigen drei Wiederholungen der Aktivität des Aufstehens von einem Stuhl und drei Wiederholungen der Aktivität des Hebens jedes Gewichts) im Allgemeinen eine hohe Wiederholbarkeit, da das von der zu beurteilenden Person ausgeführte Bewegungsmuster praktisch das gleiche ist. Die Wiederholbarkeit zeigt die Ähnlichkeit zwischen den verschiedenen Wiederholungen der gleichen Bewegung oder Aktivität an. Im Bereich der biomechanischen Beurteilung wird der Variationskoeffizient der Messungen häufig zur Berechnung der Wiederholbarkeit verwendet. Das erwartete Ergebnis bei einem normalen Bewegungsmuster beinhaltet eine hohe Wiederholbarkeit.

Viele weitere Parameter können mit dieser Art von Tests ermittelt werden. Sie können Ihr Wissen erweitern, indem Sie die folgende systematische Übersichtsarbeit von Papi et al. ⁴ über die Verwendung kinetischer und kinematischer Maße als klinische Beurteilung der Lendenwirbelsäule lesen:

Papi, E., Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2018). Gibt es Evidenz für den klinischen Einsatz kinematischer/kinetischer Maße bei Patienten mit Kreuzschmerzen? A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 55, 53-64.

6. Kraftmessung an der Lendenwirbelsäule

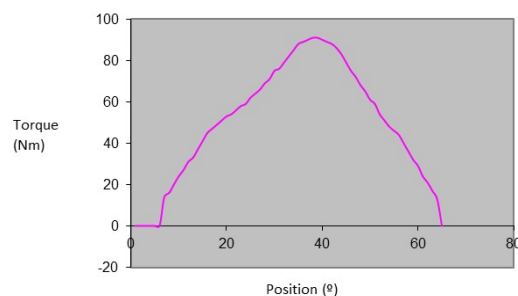
Die instrumentelle Beurteilung der LWS-Kraft konzentriert sich auf die Muskelkraft (Isokinetik) und auf die Muskelaktivität (sEMG).

Beurteilung der Muskelkraft. Isokinetik .

Die maximale Muskelkapazität ist definiert als die größte Kraft, die ein Muskel unter bestimmten Lastbedingungen auf das Skelettsystem ausüben kann. Dies ist der in der klinischen Praxis am häufigsten verwendete Parameter, da die Muskelkapazität in Abhängigkeit vom Winkel des Gelenks, auf das er einwirkt, oder anders ausgedrückt, seinem Hebelarm, variiert. Die Beziehung zwischen dem erzeugten Kraftpaar und dem Gelenkwinkel wird von einer Vielzahl von Variablen beeinflusst, die bei den Endergebnissen einer Beurteilung berücksichtigt werden sollten, wie z. B. Alter, Geschlecht, Motivation des Probanden, Schmerzen, Muskel- und Gelenkphysiologie sowie von den Bedingungen der durchgeführten Übung (exzentrisch, konzentrisch, isometrisch, isokinetisch). Darüber hinaus kann jede verletzte Komponente der Muskel-Sehnen-Einheit (Deformation, Riss, Tendinitis, Schmerz) die Fähigkeit des Muskels zur Kraftproduktion einschränken.

Es gibt Systeme zur Messung der Kraft der paravertebralen Muskeln. Isokinetische Systeme, bei denen die Winkelgeschwindigkeit der Bewegung über den gesamten gewählten Bewegungsbereich konstant gehalten wird, sind eines der am häufigsten verwendeten. Um die isokinetische Beurteilung der Wirbelsäule durchzuführen, bewegt die Testperson den Rumpf mit einer Geschwindigkeit, die vom Untersucher kontrolliert und vorgewählt wird. Der Widerstand, den das Messgerät der Bewegung entgegensetzt, wird automatisch an die aufgebrachte Kraft angepasst, so dass der Muskel seine maximale Leistung über den gesamten Bewegungsbereich beibehält.

Auf der Grundlage der mit isokinetischen Methoden aufgezeichneten Kraft wird eine Reihe von Diagrammen und Tabellen erstellt. Für jede getestete Muskelgruppe und für jede Geschwindigkeit, mit der der Muskel arbeitet, gibt es eine normale Kurve, die das Drehmoment eines solchen Muskels während der gesamten Bewegung darstellt. Diese Kurve ermöglicht es, die Kurve des Drehmoments in Übereinstimmung mit dem jeweiligen Gelenkbogen zu erhalten, was uns eine genaue Analyse der Entwicklung der Muskelkraft an jedem Punkt des Bewegungsbogens ermöglicht. Abbildung 13 zeigt ein Beispiel für einen normalen Graphen



der isokinetischen Kontraktion.

Abbildung 1617. Normale Kurve des konzentrischen isokinetischen Torsionsmoments. Die vertikale Achse spiegelt den Betrag der vom Muskel erzeugten Kraft wider. Die horizontale Achse ist der Bewegungsbereich, in dem die Bewertung durchgeführt wird.

Im Allgemeinen, mit individuellen Variationen für jeden Muskel, wird erwartet, dass diese Art von Diagramm eine parabolische Form aufweist, in der drei wesentliche Phasen berücksichtigt werden können:

1. Aufsteigende oder Beschleunigungsphase (Zeitrate zur Drehmomententwicklung). Die Kurve steigt schnell an, wird leicht konvex nach oben und tendiert zur Senkrechten auf der Abszissenachse, wenn die Zeit vom Beginn der Kontraktion bis zum Spitzendrehmoment abnimmt. Coyle et al.¹⁵ assoziieren dies mit der Explosivkraft des Muskels aufgrund der Wirkung der Fasern II (schnell kontrahierende Fasern). Wenn während der Anfangsphase der Beschleunigung die Kurve konkav ist und das Spitzendrehmoment in der Mitte oder im letzten Drittel der Kurve auftritt, handelt es sich um eine Hypofunktion oder Muskelhypotrophie.
2. Spitzendrehmoment. Segment der Kurve, in dem es an seinem Wendepunkt das Maximum erreicht. Es entspricht dem Spitzendrehmoment des getesteten Muskels.
3. Kraftabfallphase (Kraftabfallrate). Der Verlauf der Kurve ist in der Regel konvex und erreicht das Ende der Bewegung, an dem sie die Basislinie berührt.

Beim normalen isokinetischen Muster ist zu beachten, dass das Spitzendrehmoment eines Muskels mit zunehmender Arbeitsgeschwindigkeit abnimmt (Abbildung 18).

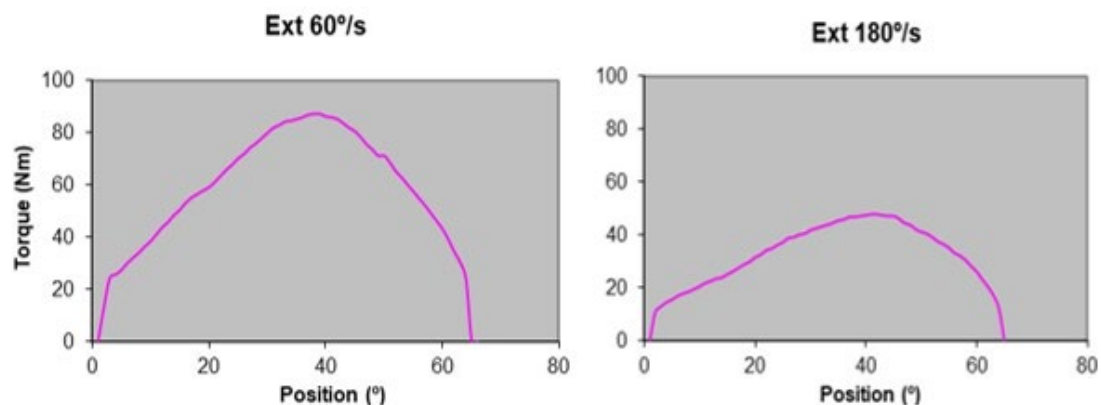


Abbildung 1819. Isokinetische Aufzeichnung der Streckmuskelgruppe bei langsamer Geschwindigkeit (links) und bei schneller Geschwindigkeit (rechts).

Im Hinblick auf die bei einer isokinetischen Beurteilung erzielten Ergebnisse sind die wichtigsten Informationen, die die Rumpfisokinetik im Rahmen einer klinischen Bewertung liefert, folgende:

1. **Spitzendrehmoment.** Es drückt als absoluter Wert das maximale Drehmoment aus, das von der bewerteten Muskelgruppe erzeugt wird. Das Spitzendrehmoment ist das Produkt aus der um eine Drehachse aufgebrachtten Kraft und dem senkrechten Abstand zwischen dem Punkt der Kraftaufbringung und dem Drehpunkt. Die Maßeinheit ist Nm. Dieser Wert wird von Geschlecht, Alter, Sportgewohnheiten sowie von Faktoren beeinflusst, die mit der Art der Muskelarbeit, z. B. konzentrische oder

exzentrische Arbeit, und der Geschwindigkeit, mit der die Übung ausgeführt wird, zusammenhängen. Denken Sie daran, dass bei langsamen Geschwindigkeiten höhere Spitzendrehmomentwerte erzielt werden als bei schnellen Geschwindigkeiten (Abbildung 18).

2. **Durchschnittliches Drehmoment.** Es bewertet das durchschnittliche Drehmoment, das über den gesamten Bewegungsbereich entwickelt wird. Es ist ein interessanter Parameter, weil er über die Muskelarbeit informiert, die über den gesamten Bereich geleistet wird, und nicht nur über seine Wirkung an einem bestimmten Punkt, wie es beim Spitzendrehmoment der Fall ist. Es wird in Nm ausgedrückt und die Bedingungen, unter denen die Bewertung durchgeführt wurde, müssen angegeben werden (Art der Kontraktion und Geschwindigkeit).
3. **Analyse der Kurvenmorphologie.** Jede Muskelgruppe entwickelt eine normale Kurve mit kleinen Unterschieden in Abhängigkeit von der Art der Kontraktion und ihrer Geschwindigkeit. Die Morphologie lässt sich im Allgemeinen besser bei langsameren Geschwindigkeiten untersuchen. Überprüfen Sie die zuvor gemachten Angaben zum Graphen.
4. **Agonist-Antagonist-Verhältnis.** Es drückt das quantitative Verhältnis zwischen dem Drehmoment der Agonistengruppe und dem der Antagonistengruppe aus. Es handelt sich um das Verhältnis, das als Prozentsatz ausgedrückt wird. Es stellt in der Regel das korrekte Agonist-Antagonist-Gleichgewicht dar und ermöglicht es, muskuläre Dysbalancen zu visualisieren.

Schließlich stellt die isokinetische Untersuchung der Wirbelsäule ein besonderes Problem dar: das Fehlen eines symmetrischen Gelenks, mit dem die Ergebnisse verglichen werden können. Ein Defizit kann durch den Vergleich mit normativen Daten definiert werden. Diese Alternative erfordert fast immer eine eigene Datenbasis, da die Werte sowohl durch das angewandte Studienprotokoll als auch durch den Typ oder die Handelsmarke der zur Messung verwendeten Isokinetik bedingt sind.

Die isokinetische Kraft der Beuger und Strecker ändert sich je nach Position der zu untersuchenden Person. Es sei nochmals auf die Bedeutung eines standardisierten Protokolls zum Vergleich der Daten hingewiesen. Außerdem erschwert das Fehlen einer kontralateralen Extremität zum Vergleich der Ergebnisse oder eines gemeinsamen Messverfahrens die Ermittlung von Referenzwerten, die bei der Interpretation der Ergebnisse helfen. Daher ist die Überwachung des Fortschritts der beste Weg, um diese Patienten zu beurteilen und zu verfolgen.

Basierend auf den veröffentlichten Daten zur Bewertung der isokinetischen Rumpfkraft neigen Männer dazu, ein größeres Kraftmoment in den Beuge- und Streckmuskeln des Rumpfes im Verhältnis zum Körpergewicht zu erzeugen als Frauen (die Rumpfkraft wird normalerweise als Prozentsatz in Bezug auf das Gesamtkörpergewicht ausgedrückt). Wie bereits erwähnt, beeinflusst die Position, in der die Messung durchgeführt wird, die erhaltenen Kraftwerte. So ist der Kraftwert der Beuger in der stehenden Position größer als in der sitzenden Position. Außerdem sind die Werte der Extensoren größer als die der Flexoren, obwohl es scheint, dass dieser Unterschied mit zunehmender Geschwindigkeit abnimmt. In jedem Fall wird empfohlen, die Rumpfbeurteilung bei langsamen Geschwindigkeiten durchzuführen, da die erhebliche Masse des Rumpfes eine Beschleunigung bei höheren Geschwindigkeiten erschwert.¹⁶

Ein weiterer Parameter, der bei der isokinetischen Beurteilung analysiert wird, ist die Beziehung zwischen Agonisten und Antagonisten. In diesem Fall wäre es die Beziehung zwischen Beugern und Streckern, aber wir stehen vor dem gleichen Problem: Einige Studien arbeiten mit der Beuger-Strecker-Beziehung, während andere mit der Strecker-Beuger-Beziehung arbeiten.

Abschließend ist anzumerken, dass Rotationen und seitliche Beugungen kaum untersucht werden. Die Rumpfrotation erfolgt in der Transversalebene des Körpers und wird hauptsächlich durch die inneren und äußeren schrägen Bauchmuskeln erzeugt. Der innere schräge Muskel bewirkt eine Rotation zur gleichen Seite, während der äußere schräge Muskel eine Rotation zur entgegengesetzten Seite bewirkt. Folglich erfolgt die Kontraktion des rechten inneren Schrägstrichs und des linken äußeren Schrägstrichs nach rechts und die des linken inneren Schrägstrichs und des rechten äußeren Schrägstrichs nach links. Obwohl sowohl die kontralateralen als auch die ipsilateralen Obliquen während der Rotation kontrahieren, zeigen elektromyographische Analysen, dass die Aktivität der kontralateralen Obliquen größer ist als die der ipsilateralen Obliquen. ¹⁶

Darüber hinaus erfolgt die Lateralflexion des Rumpfes in der Frontalebene. Es gibt wenig veröffentlichte Informationen über die normalen isokinetischen Werte für diese Bewegung, aber es scheint, dass der Unterschied zwischen linker und rechter Lateralflexion minimal ist.

Beurteilung der Muskelaktivität. Oberflächen-Elektromyographie .

Die Aktivität der Rumpfmuskulatur kann indirekt mit Hilfe der Elektromyographie abgeschätzt werden. Aus diesem Grund ist das Oberflächen-EMG eine häufig verwendete Technik zur Beurteilung des Lendenbereichs, speziell zur Analyse des Muskelverhaltens bei Bewegungen wie Rumpfbeugung/-streckung.

Wenn die Flexion des Rumpfes in aufrechter Position elektromyographisch analysiert wird, wird eine plötzliche myoelektrische Stille oder Entspannung der Wirbelsäulenaufrechtemuskeln an einem Punkt nahe der maximalen Flexion beobachtet. Dieses Verhalten der Wirbelsäule wurde bereits bei gesunden Menschen beschrieben und ist als Flexions-Relaxations-Phänomen bekannt.

Das normale Aktivierungsmuster ist in der folgenden Grafik dargestellt, wobei das Lumbalflexionsmuster in gelb und das Hüftflexionsmuster in rot zu erkennen ist.

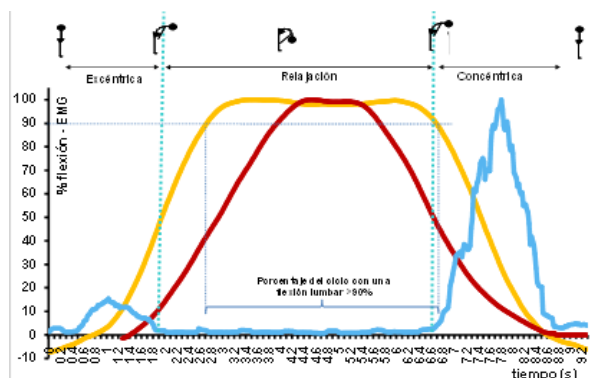


Abbildung 2021. Lumbalflexion und Hüftflexion bei Rumpfbeugung/-streckung.

In der Grafik stellt die Ordinatenachse den Prozentsatz der Beugung in Bezug auf den Maximalwert dar. Dieses Muster der Lumbalflexion und Hüftflexion, das als lumbopelviner Rhythmus bezeichnet wird, wird von einem spezifischen Aktivierungsmuster des spinalen Erektors begleitet, das der blauen Linie in der Grafik entspricht. Der spinale Erektor wird zu Beginn der Flexion zunächst exzentrisch aktiviert, um die Flexionsbewegung zu steuern. An einem bestimmten Punkt, wenn die Lendenwirbelsäule noch weit von der vollen Flexion entfernt ist, deaktiviert er sich und es beginnt eine Phase der sogenannten myoelektrischen Ruhe. Dies ist das Flexions-Relaxations-Phänomen. Kurz nachdem die Wirbelsäule beginnt, die Extensionsbewegung auszuführen, wird der spinale Erektor wieder aktiviert, dieses Mal intensiver, in einer konzentrischen Aktivierungsspitze. Dieses physiologische Muster kann bei Personen mit Schmerzen im unteren Rückenbereich verändert sein.

Diese neuromuskuläre Reaktion wird wahrscheinlich durch die mechanische Belastung ausgelöst, die in den Bändern und Bandscheiben der Lendenwirbelsäule auftritt, die stark durch Rezeptoren innerviert sind, die propriozeptive und nozizeptive Reize überwachen.¹⁷ Floyd und Silver¹⁸ schlugen erstmals vor, dass die hinteren passiven Strukturen der Lendenwirbelsäule (Wirbelsäulenbänder und Bandscheiben) das notwendige Drehmoment während der maximalen Rumpfbeugung in Abwesenheit von Muskelaktivität im spinalen Erektionsmuskel bereitstellen.

In der Literatur gibt es Belege für die Zuverlässigkeit lumbaler EMG-Messungen während und zwischen Sitzungen sowohl statischer als auch dynamischer Bewegungen/Haltungen, einschließlich Flexion und der so genannten "Re-Extension", d. h. dem Erreichen der aufrechten Position aus der gebeugten Position.¹⁹ Es gibt eine Kontroverse über die "idealen" Ergebnisse, um das lumbale Flexions-Relaxations-Phänomen quantitativ darzustellen. Die führenden Kandidaten scheinen das EMG-Rohsignal in μV (Root Mean Square oder RMS) bei maximaler Flexion oder das Flexions-Relaxations-Verhältnis (FRR) zu sein.^{20,21,22}

Bei normalen und gesunden Menschen steigt die EMG-Aktivität während der Flexion der lumbalen paraspinalen Muskeln zunächst an und nimmt dann ab, wenn die Bänder beginnen, den Rumpf zu stützen, wenn der Flexionswinkel zunimmt. Bei maximaler freiwilliger Beugung (MVF) liegt die sEMG-Aktivität oft auf oder unter dem Niveau der sEMG-Aktivität in der stehenden Position. Das Muster der sEMG-Aktivität in Verbindung mit Beugung und Streckung bei einer normalen gesunden Person ist in der Abbildung unten dargestellt. Bei Menschen mit Schmerzen im unteren Rückenbereich ist diese paravertebrale Entspannung in der MVF jedoch tendenziell nicht vorhanden oder vermindert. Das Beispiel einer Aufzeichnung, die aufgrund des Vorhandenseins der myoelektrischen Stille als normales Muster klassifiziert wurde, ist ebenfalls unten dargestellt.

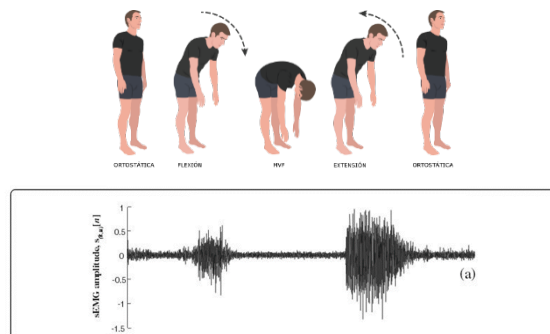


Abbildung 22. Muskelaktivität während eines Flexions-Extensionstests der Lendenwirbelsäule.

7. Wichtige Ideen

- Die meisten wissenschaftlichen Studien zeigen, dass es altersbedingte Veränderungen des Bewegungsumfangs (ROM) gibt und dass diese Veränderungen einige Bewegungen mehr betreffen können als andere. Der Nachteil dieser Studien ist, dass sehr unterschiedliche Instrumente und Methoden zur Bestimmung des Bewegungsumfangs im thorakalen, thorakolumbalen und lumbalen Bereich verwendet werden, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschwert. Trotzdem kommen sie alle zu dem Schluss, dass sich die Mobilität mit dem Alter verändert und der Bewegungsumfang mit zunehmendem Alter abnimmt.
- Um den Bewegungsumfang der Wirbelsäule genauer zu messen, empfiehlt die American Medical Association (AMA)¹¹ die Verwendung von Inklinometern als genaue Methode zur Abschätzung der wahren Wirbelsäulenbewegung.
- Schmerzen im unteren Rückenbereich schränken die Beweglichkeit ein oder verändern sie, entweder aufgrund einer organischen oder psychischen Ursache. Die häufigste Beschwerde der Betroffenen ist die Unfähigkeit, häufige und alltägliche Aktivitäten des täglichen Lebens auszuführen, wie z. B. das Sitzen und Aufstehen vom Stuhl zu Hause, am Arbeitsplatz oder in der Freizeit, das Bücken oder das Hantieren und Bewegen von Gewichten sowohl bei häuslichen als auch bei beruflichen Aufgaben.
- Die kinematische und kinetische Analyse der oben genannten Bewegungen ermöglicht es uns, diese durch die Analyse des Bewegungsumfangs (ROM), der Winkelbeschleunigung und der Geschwindigkeit, mit der die Bewegung ausgeführt wird, sowie anderer Parameter wie der Reaktionskraft und der Wiederholbarkeit der Bewegung genauer zu definieren. Eine Veränderung der Parameter, die die Bewegung definieren, ist mit einer funktionellen Veränderung der Person zur Ausführung der analysierten Aufgaben verbunden.
- Es gibt Systeme zur Messung der Kraft der paravertebralen Muskeln. Isokinetische Systeme, die die Winkelgeschwindigkeit der Bewegung über den gesamten gewählten Bewegungsbereich konstant halten, sind eines der am häufigsten verwendeten.
- Die Aktivität der Rumpfmuskulatur kann indirekt mit Hilfe der Elektromyographie abgeschätzt werden. Aus diesem Grund ist das Oberflächen-EMG eine häufig verwendete Technik zur Beurteilung des Lendenbereichs, speziell zur Analyse des Muskelverhaltens bei Bewegungen wie Rumpfbeugung/-streckung.

8. Referenzen

- 1] Jacobs, J. V., Yaguchi, C., Kaida, C., Irei, M., Naka, M., Henry, S. M., & Fujiwara, K. (2011). Auswirkungen von experimentell induzierten Kreuzschmerzen auf die Sitz-Steh-Bewegung und die elektroenzephalographische kontingente negative Variation. *Experimental Brain Research*, 215(2), 123.
- 2] Alqhtani, R. S., Jones, M. D., Theobald, P. S., & Williams, J. M. (2015). Korrelation der Lenden-Hüft-Kinematik zwischen Rumpfbeugung und anderen funktionellen Aufgaben. *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). Kinematik der Wirbelsäule bei der Bewegung vom Sitzen zum Stehen mit Hilfe von Bewegungsanalysesystemen: eine systematische Überprüfung der Literatur. *Journal of sport rehabilitation*, 28(1), 77-93.
- [4] Papi, E., Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2018). Gibt es Evidenz für den klinischen Einsatz kinematischer/kinetischer Messungen bei Patienten mit Kreuzschmerzen? 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). Objektive Maße der funktionellen Beeinträchtigung bei degenerativen Erkrankungen der Lendenwirbelsäule: eine systematische Überprüfung der Literatur. *The Spine Journal*.
- 6] Peydro, M. F., López, J., Cortés, A., Vivas, M. J., Garrido, J. D., & Tortosa, L. (2011). Kinetische und kinematische Analyse der Geste "Aufstehen vom Stuhl" bei Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken. *Rehabilitation*, 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). Standardisierte Aktivitäten des täglichen Lebens bei Vorliegen von subakuten Kreuzschmerzen: eine Pilotstudie. *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). Reliabilität und Validität eines neuen objektiven Instruments zur funktionellen Beurteilung von Kreuzschmerzen. *Spine*, 36(16), 1279-1288.
- 10] McGregor, A. H., McCarthy, I. D., & Hughes, S. P. (1995). Bewegungsmerkmale der Lendenwirbelsäule in der Normalbevölkerung. *Spine*, 20(22), 2421-2428.
- [11] Gerhardt, J., Cocchiarella, L. und Lea, R.: The Practical Guide to Range of Motion Assessment, AMA, Chicago, 2002

- [12] Nachemson, A. L. (1976). Die Lendenwirbelsäule eine orthopädische Herausforderung. *spine*, 1(1), 59-71.
- [13] Marras, W. S., & Wongsam, P. E. (1986). Flexibilität und Schnelligkeit der normalen und beeinträchtigten Lendenwirbelsäule. *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). Quantifizierung der lumbalen Funktion. 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). Sensomotorische Kontrolle der Wirbelsäule. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 12(3), 219-234.
- [18] Floyd, W. F., & Silver, P. H. S. (1955). Die Funktion der Musculi erectores spinae bei bestimmten Bewegungen und Haltungen des Menschen. *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). Elektrisches Verhalten der Muskeln des unteren Rückens während des lumbalen Beckenrhythmus bei Patienten mit Schmerzen im unteren Rücken und gesunden Kontrollen. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1080-1087.
- 21] Neblett, R., Brede, E., Mayer, T. G., & Gatchel, R. J. (2013). Was ist das beste Oberflächen-EMG-Maß der lumbalen Flexions-Relaxation zur Unterscheidung von Patienten mit chronischen Kreuzschmerzen von schmerzfreien Kontrollen? *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). Eine meta-analytische Überprüfung der Oberflächen-Elektromyographie bei Personen mit Schmerzen im unteren Rückenbereich und normalen, gesunden Kontrollen. *The journal of pain*, 6(11), 711-726.



Die Unterstützung der Europäischen Kommission für die Erstellung dieser Veröffentlichung stellt keine Billigung des Inhalts dar, welcher nur die Ansichten der Verfasser wiedergibt, und die Kommission kann nicht für eine etwaige Verwendung der darin enthaltenen Informationen haftbar gemacht werden.

