

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



MODULO: BIOMECANICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Unidad Didáctica D: ANÁLISIS INSTRUMENTAL DE LA COLUMNA VERTEBRAL

D.4 ¿Cómo es la valoración biomecánica normal de la columna lumbar?



Indice

| | |
|---|----|
| 1. OBJETIVOS | 2 |
| 2. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA COLUMNA LUMBAR | 3 |
| 3. VALORACIÓN DEL RANGO DE MOVILIDAD LUMBAR (ROM) | 5 |
| Valoración con inclinometría | 5 |
| 4. VALORACIÓN CINEMÁTICA DE LA COLUMNA LUMBAR | 11 |
| 5. VALORACIÓN CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LAS ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA Y DOLOR LUMBAR | 12 |
| 6. VALORACIÓN DE LA FUERZA DE LA COLUMNA LUMBAR | 19 |
| Valoración de la fuerza muscular. Isocinéticos | 19 |
| Valoración de la actividad muscular. Electromiografía de superficie..... | 22 |
| 7. IDEAS PRINCIPALES | 24 |
| 8. REFERENCIAS | 26 |

1. Objetivos

- Reconocer resultados normales de una valoración biomecánica lumbar.
- Familiarizarse con la interpretación de resultados obtenidos de la valoración biomecánica lumbar en población normal.
- Familiarizarse con la interpretación de resultados obtenidos de la valoración de fuerza muscular lumbar en población normal.
- Aplicar conocimientos aprendidos a través de un caso clínico

2. Valoración funcional de la columna lumbar

EL dolor lumbar es una de las causas más frecuentes de incapacidad en algún momento de la vida adulta. La calidad y validez de las herramientas de valoración de la columna lumbar depende de los instrumentos de medida con las que ésta se realice¹. En clínica, el estudio de la columna lumbar se lleva a cabo a través de herramientas cualitativas y subjetivas como la observación y los síntomas que refiere el paciente. Aunque algunas alteraciones graves pueden ser detectadas a simple vista, cambios o alteraciones sutiles podrían pasar desapercibidas si no se emplean herramientas de medida más cuantitativas.

El dolor lumbar se puede valorar con pruebas que muestren el daño en la estructura y en las funciones fisiológicas o actividades que se estén viendo alteradas por la sintomatología. Estudios y estándares clínicos de patología lumbar se centran en la valoración de la movilidad. Pacientes con dolor lumbar (LBP) presentan limitaciones en el movimiento de la columna vertebral que comprometen su funcionalidad. La incapacidad para levantarse de un asiento o de levantar un peso está reconocido por la organización mundial de la salud (OMS) como condiciones incapacitantes del dolor lumbar. En particular, la movilidad normal de la columna es necesaria para realizar las actividades de la vida diaria. Se ha observado que el impedimento de la movilidad de la columna puede reflejarse de varias maneras en las limitaciones funcionales, la cuales, repercuten directamente de manera negativa sobre la calidad de vida de los pacientes². Por lo tanto, la capacidad de medir de manera fiable y valorar el movimiento de la columna lumbar en las actividades de la vida diaria resulta esencial para explicar diferentes alteraciones musculoesqueléticas como el dolor lumbar (LBP)¹.

La anatomía y función de la columna y lumbar es compleja y requiere de instrumentos de medición que puedan registrar movimientos y fuerzas en las tres dimensiones del espacio. Los laboratorios de biomecánica han integrado técnicas de análisis de movimiento basadas en sistemas ópticos de captación de movimientos, plataformas de fuerzas y electromiografía.

El uso del análisis cuantitativo de las actividades funcionales usando sistemas ópticos de captación de movimientos está consolidado y ha sido usado dentro del contexto clínico para ayudar en el diagnóstico, planificar y evaluar los resultados de un tratamiento³. La detección precoz de limitaciones en las actividades de la vida diaria, así como la realización de intervenciones personalizadas pueden prevenir la pérdida de habilidades funcionales y las posibles caídas. El uso de herramientas objetivas sencillas que se puedan emplear para valorar o monitorizar actividades como sentarse y levantarse, pueden resultar de utilidad para diseñar intervenciones de tratamiento efectivas y personalizadas.^{3,4,5}

Cuando el objetivo del análisis es la valoración de las limitaciones funcionales, la población de referencia para establecer la comparación estaría compuesta por sujetos asintomáticos del mismo rango de edad (niñez, adulto o mayor) y del mismo género. Otra manera de realizar la valoración funcional es comparando los resultados de las diferentes sesiones del mismo paciente en diferentes momentos^{6,7,8,9}

En resumen, el enfoque cinemático es esencial para la valoración funcional de la columna lumbar ya que algunas de las variables más perjudicadas en pacientes con dolor y/o patología lumbar es el rango de movimiento, el cual, es fundamental para realizar las actividades de la

vida diaria y para el control motor. Este rango, puede ser medido a través de pruebas específicas y tareas funcionales.

El impedimento en la movilidad es uno de los síntomas más tempranos y característicos de un amplio espectro de alteraciones musculoesqueléticas. La movilidad es clave para mantener la independencia y una cualidad esencial para la calidad de vida. Las limitaciones en la movilidad, por lo tanto, son un determinante fundamental en la independencia de los pacientes contribuyendo de manera importante en la discapacidad física.

Tienes disponible los protocolos de medida nombrados en esta sección en la unidad didáctica D.2. ¿Cuáles son los protocolos de valoración biomecánica instrumental de la región lumbar y torácica?

Recuerda los elementos que determinan una prueba de valoración biomecánica:

- La **función** a valorar.
- La **técnica instrumental** empleada en la valoración.
- El **protocolo de valoración** empleado.
- Los **resultados obtenidos**, en qué unidades y con qué técnicas de análisis de datos se han obtenido.
- La existencia de **criterios estándar para la interpretación** de los resultados.

Esta sección se centra en el análisis de los resultados obtenidos en una valoración de la columna lumbar en la población normal. Los estudiantes adquirirán habilidades para interpretar estos resultados y reconocer los patrones de normalidad en la función lumbar.

3. Valoración del rango de movilidad lumbar (ROM)

A nivel general, en la columna vertebral se realizan movimientos de flexo-extensión, lateralizaciones y rotaciones axiales. La amplitud de movimiento de cada articulación es pequeña y depende de la orientación de las articulaciones interapofisarias y de la elasticidad de los discos. Aun así, si sumamos todos los grados conseguidos en cada nivel funcional, se aporta a la columna total una gran movilidad.

La mayoría de estudios científicos indican que existen alteraciones relacionadas con la edad en el rango de movilidad (ROM) y que estas alteraciones pueden afectar a unos movimientos más que a otros. El inconveniente de estos estudios es que se emplea una gran variedad de instrumentos y métodos para determinar la amplitud de movimiento dorsal, dorsolumbar y lumbar por lo que se hace difícil la comparación de resultados entre los mismos. A pesar de ello, todos coinciden en concluir que la movilidad se modifica con la edad perdiendo amplitud de movimiento al aumentar la misma.

A modo de ejemplo utilizamos el trabajo de Mc Gregor et al.¹⁰ en el que se comprueba que la edad tiene un efecto significativo sobre todos los planos del movimiento. Por ejemplo, según estos autores, la extensión máxima es el movimiento más afectado con una disminución significativa en cada década de la vida. La flexión lateral disminuye después de los 40 años y cada década a partir de entonces. La flexión disminuye inicialmente a partir de los 30 años, pero permanece igual hasta un descenso posterior tras los 50 años de edad. Por otro lado, no se observan descensos o tendencias similares en la rotación axial.

A continuación, se muestra, por un lado, el tipo de resultados que se obtienen tras la valoración del rango de movilidad con algunas técnicas biomecánicas y, por otro lado, criterios estandarizados para la interpretación de los mismos.

Valoración con inclinometría

It is difficult to accurately measure true spine motion by physical examination. This is due to the soft tissue coverage of the spine, the curves of the spine, movement variations in different sections of the spine, and the presence of hip motion. In fact, a person may bend forward 90 degrees with the motion taking place entirely in the hips, not in the spine.



Figura 1. Sistema de doble inclinometría electrónica situada sobre las prominencias óseas correspondientes (D12-sacro) para valoración de la amplitud articular máxima en el movimiento de flexión del raquis lumbar.

Para ser más exactos en las medidas, se puede utilizar una técnica instrumental como los inclinómetros (Figura 1). La American Medical Association (AMA)¹¹ recomienda la utilización de los mismos como un método preciso de estimar el movimiento lumbar real. El rango de movimiento lumbar debe ser medido con el paciente en bipedestación. Esta posición es considerada como la posición de inicio cero.

El resultado que se obtiene con este equipo de medida es:

- **Amplitud máxima en grados** de la movilidad activa del segmento del raquis valorado.

De forma indirecta y a partir del resultado anterior, se puede obtener o calcular:

- **Pérdida o déficit de movilidad (PM)** en porcentaje del segmento valorado con respecto a valores de referencia.

Para llevar a cabo la valoración en este tipo de prueba, se pueden comparar los resultados de rango de movilidad obtenidos con los resultados de movilidad de un grupo de sujetos, sin limitación de movilidad, comparables a las características de la persona valorada y medidos con la misma técnica de medida y protocolo, comparar los resultados con unos valores de referencia que hayan sido aceptados y validados por la comunidad científica o bien, comparar los resultados dentro del mismo sujeto cuando son obtenidos en diferentes sesiones de valoración.

A continuación, se muestran los resultados de amplitud máxima de movilidad lumbar en una persona sin patología ni patrón doloroso en raquis lumbar. Para realizar esta medida se ha utilizado la técnica de doble inclinómetro y se han aplicado las recomendaciones de medida de raquis lumbar tanto para posición como en número de repeticiones de medida de la Asociación Médica Americana (AMA): *“Al determinar la amplitud de movimiento, el evaluador debe elegir tres determinaciones consecutivas y calcular la media de las tres. Si la media es menor de 50°, debe haber tres determinaciones que no se desvíen en más de 5° respecto a ella; si la media es mayor de 50°, debe haber tres determinaciones que no se desvíen en más del 10% respecto a ella”*.

| | 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 |

Figura 2. Resultados registrados por cada inclinómetro (técnica de doble inclinómetro) situados sobre D12 y sacro para valoración del rango de flexo-extensión del raquis lumbar. Se cumple el criterio de repetibilidad de las medidas (Criterio AMA).

Con los resultados mostrados en Figura 2, con la repetición 2ª, 3ª y 4ª, se cumplen los criterios de repetibilidad definidos por la Asociación Médica Americana. Por tanto, se dan como válidos los resultados de flexión y extensión del raquis lumbar obtenidos de 3 registros consecutivos válidos por su repetibilidad. La deficiencia final es la correspondiente al mayor ángulo medido de una serie válida de tres determinaciones consecutivas. El mayor ángulo de flexión lumbar es de 57° y el de extensión de 20°. Veamos con más detalle estos cálculos.

En el ejemplo (Figura 2), el paciente presenta unas determinaciones de flexión a nivel D12, a partir de la 2ª repetición, de 74.8°, 74.2° y 79.5°. Y de flexión a nivel sacro de 68.5°, 69.3° y 74.8°. A estos datos se les debe restar la determinación del inclinómetro en posición neutra. Por ejemplo, en la primera repetición del inclinómetro situado en D12, sería $74.8^\circ - (-27.6^\circ) = 102.4^\circ$ de flexión del inclinómetro situado en D12. En el inclinómetro del sacro los cálculos serán los mismos (grados en máxima flexión – grados en posición neutra), lo que da lugar a $68.5^\circ - 23.4^\circ = 45.1^\circ$ de flexión en el inclinómetro en sacro. Por tanto, la flexión lumbar real en esa repetición es de $(102.4^\circ - 45.1^\circ)$, lo que aproximadamente son 57°.

Así se hará con todas las determinaciones, sea cual sea el movimiento medido. Aplicando el mismo procedimiento de cálculo, en la tercera repetición es 54° y en la cuarta repetición es de 53°. La media de los ángulos de flexión lumbar es de 55°, y las tres determinaciones no se han desviado en más del 10% de la media. Por consiguiente, se han cumplido los criterios de validez de la determinación, y se utiliza finalmente el ángulo de flexión máximo de la serie válida, 57° flexión lumbar.

Prueba de validez de la flexión y la extensión lumbosacra:

Dentro del análisis del rango de movilidad del raquis lumbar, merece un apartado aparte recordar que en la flexión de columna también participa la flexión de cadera. Por ello existe una prueba de validez que es recomendada por las AMA en aquellos casos en los que la movilidad flexo/extensión sacra medida con el inclinómetro situado en el sacro sea muy pequeña. Concretamente cuando el rango de flexo/extensión sacra (movimiento sacro o de la cadera) es menor de 65° en mujeres y de 55° en hombres.

La prueba se realiza con el paciente tumbado en decúbito supino a nivel de la camilla de exploración. Esta es la prueba de la prueba de elevación de la pierna (SLR) (movimiento pasivo).



Figura 3. prueba de elevación de la pierna (SLR) (movimiento pasivo).

El resultado que se obtiene con este test es el ángulo más cerrado de elevación de la pierna (EPE). Para interpretar el mismo en el contexto de una valoración de movilidad del raquis lumbar, se debe comparar el ángulo obtenido (EPE) con la suma de los ángulos de flexión y extensión sacra (determinados por el inclinómetro situado en sacro). Si el ángulo EPE más cerrado es más de 15° mayor que la suma de los ángulos de flexión y extensión sacra, los resultados de la medida de flexión lumbosacra no son válidos porque la persona tiene más movilidad a nivel de la cadera.

Supongamos el caso de un conductor de autobús de 40 años de edad, que presenta una determinación de flexión en D12 de 60°. Que se corresponde con una determinación de flexión

sacra (cadera) de 20° y una determinación de extensión sacra (cadera) de 10° . El ángulo de elevación de la pierna en extensión derecha medida es el más cerrado, 70° . Por consiguiente, el paciente presenta un movimiento sacro (cadera) total de $20^\circ+10^\circ$, ó 30° , en comparación con el ángulo de elevación de la pierna en extensión de 70° . La diferencia entre 70° y 30° es mayor de 15° , la prueba de validez es aplicable, puesto que el movimiento sacro total del paciente (30°), es menor que 55° .

Como valorador, y con los datos que has registrado, sabes que la flexión lumbar real es buena ($60^\circ-20^\circ =40^\circ$). Tienes la posibilidad de animar al paciente a repetir la prueba con un esfuerzo mayor o invalidar todo hallazgo de la deficiencia de amplitud de movimiento de la columna lumbosacra en el plano sagital ya que es posible una mayor movilidad.

En las siguientes figuras se muestra el resultado final de una valoración lumbar con técnica de doble inclinómetro, en una persona sin limitación de movilidad. Estos resultados han sido válidos porque han cumplido el criterios de validez de las AMA ya comentados.

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

Figura 4. Resultados de amplitud máxima de movimiento activo raquis lumbar y porcentaje de pérdida o déficit de movilidad (PM) en cada una de las pruebas con respecto a los valores de referencia de la American Medical Association (AMA). Se han utilizado dos inclinómetros para obtener estos resultados

Siendo la siguiente gráfica otra forma de mostrar los resultados:

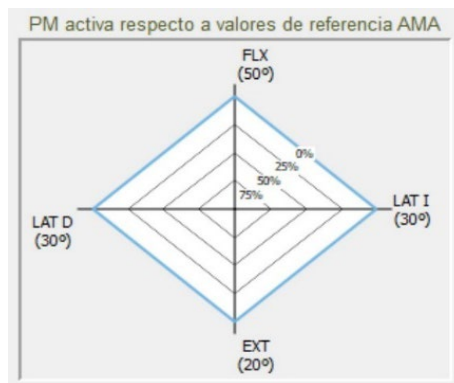


Figura 5. Comparativa del porcentaje de pérdida de movilidad activa lumbar respecto a los valores de referencia de la American Medical Association (AMA) en cada uno de ejes de movimiento valorados y el porcentaje de pérdida de movilidad está representado por la línea azul.

Para realizar la **interpretación de estos resultados**, se recomienda al alumno seguir unos criterios estandarizados de interpretación buscando respuesta para los mismos:

- ¿Cual ha sido la amplitud máxima registrada para cada uno de los movimientos?.
- ¿Se considera la movilidad registrada para cada uno de los ejes dentro de la normalidad?.
- ¿Qué valores se han tomado como referencia de normalidad?.
- ¿Cual es el movimiento más limitado o con mayor pérdida de movilidad? ¿Y el menos limitado?.
- La pérdida de movilidad registrada, ¿es significativa?.
- ¿Se han encontrado asimetrías importantes en la lateralidad de los movimientos?.

Aplicando estos criterios de interpretación puedes dar respuesta a los resultados del ejemplo que se ha planteado. Por ejemplo, la interpretación que se haría sería:

Como puede comprobarse en la tabla de la Figura 4, se ha obtenido un valor máximo de 63° para la flexión lumbar y 35° para la extensión. 42° y 50° para la flexión lateral izquierda y derecha respectivamente.

En general, estos valores se consideran normales dentro de la movilidad de raquis lumbar puesto que son mayores que los valores de referencia que se están utilizando en esta valoración (50° para la flexión y 20° para la extensión, 30° para las lateralizaciones) tal y como muestra el gráfico de la Figura 5.

No se registran asimetrías importantes, ya que la única diferencia que existe se encuentra en las inclinaciones laterales y es de 8°.

En resumen, en este caso, la interpretación final de los datos registrados con inclinómetros es que la movilidad lumbar en el paciente ha sido muy buena, siendo de forma general superior a los valores de movilidad que se han considerado como de referencia y no existiendo asimetrías importantes. Por tanto, se considera como una movilidad normal, no existiendo deficiencia de la movilidad lumbar en los movimientos lumbares analizados.

Tanto con estos valores, como con otros que quieras utilizar como referencia, se debe calcular la deficiencia o pérdida de movilidad (PM) a partir de la relación de grados de movilidad de referencia con respecto a los medidos. La fórmula aplicada para el cálculo del porcentaje de pérdida de movilidad (%PM) está basada en la siguiente fórmula:

$$\%PM = (1 - (\text{Valor medido} / \text{valor de referencia})) \times 100$$

4. Valoración cinemática de la columna lumbar

Aunque la fotogrametría es una técnica instrumental muy utilizada en la valoración biomecánica, existen otros equipos, más pequeños y portables, que permiten también realizar un análisis del movimiento. Entre ellos destacar los inerciales. Estos equipos utilizan sensores de movimiento que se colocan en puntos determinados del sujeto con una interferencia mínima.

Para medir la movilidad de raquis lumbar en un plano, se instrumenta a la persona y se le solicita que realice el gesto a valorar, habitualmente la flexo-extensión lumbar. Lo más frecuente es solicitar la ejecución de diferentes ciclos de movimiento tal y como se vió en la prueba de valoración cervical del tema anterior. Con este tipo de análisis, y de forma similar al raquis cervical, se puede valorar:

- Ángulo máximo de movilidad en cada plano.
- Velocidad y/o aceleración angular de la columna lumbar.
- Repetibilidad del gesto analizado.

Registrando varias repeticiones de un mismo movimiento, por ejemplo flexo-extensión lumbar, se mide la amplitud máxima alcanzada. En el caso de que exista una limitación de la movilidad, el valor máximo registrado se puede comparar con los obtenidos con un mismo equipo de medida y protocolo, o bien, con valores establecidos de referencia, por ejemplo los de las AMA.

Por otro lado, al repetir el mismo movimiento en el tiempo en las mismas condiciones de medida, no es esperable en un patrón normal encontrar variaciones significativas, sobre todo si el tiempo pasado de una serie de valoración a otra es pequeño. La desviación estándar y el coeficiente de variación de las medidas son dos parámetros que en este tipo de valoraciones ayudan a analizar la repetibilidad del gesto realizado.

El tipo de gráfico que se obtiene con este tipo de análisis es la representación de los ciclos de movimiento en el tiempo, o bien la representación de la amplitud máxima del movimiento con respecto a la velocidad angular del mismo. En este último gráfico también se puede observar la regularidad del movimiento y la suavidad en la ejecución del mismo.

Para realizar la **interpretación de los resultados** de valoración cinemática del movimiento del raquis lumbar se recomienda al alumno añadir a los criterios comentados en el apartado anterior los siguientes:

- ¿Cómo ha sido la velocidad del movimiento realizado en cada uno de los ejes? ¿Ha sido un movimiento lento? ¿Ha sido un movimiento rápido?.
- ¿El movimiento realizado es repetible?
- ¿Es suave el movimiento realizado?

Al igual que se vió en la unidad didáctica D.3 con los resultados de la valoración cinemática del raquis cervical se puede hacer la misma interpretación para la zona lumbar.

5. Valoración cinética y cinemática de las actividades de la vida diaria y dolor lumbar

El dolor lumbar ocasiona limitación o alteración de la movilidad, ya sea por causa orgánica o psíquica. La queja más frecuente de las personas afectadas de este síntoma es el no poder realizar actividades, tan frecuentes y comunes de la vida diaria como sentarse y levantarse de una silla en su casa, en el trabajo o en el lugar de ocio, o bien agacharse, coger y desplazar un peso tanto en tareas domésticas como laborales. Estas tareas provocan un aumento de los momentos de fuerza en las articulaciones del miembro inferior y en el raquis lumbar, además de un aumento de la actividad muscular, con lo que pueden suponer un esfuerzo o sobrecarga importante para la persona que lo realiza. Implican una actividad funcional por parte del raquis lumbar en coordinación con otras estructuras (miembros inferiores principalmente), además de generar una actividad importante de la musculatura abdominal, erectores del raquis y flexo/extensores de cadera.

En las personas con dolor lumbar, actividades como flexionar el tronco o levantar pesos están asociadas con importantes aumentos de la presión intradiscal, y por lo tanto con dolor. Nachemson¹² realizó un estudio en 1976 sobre las presiones intradiscales a nivel L₃-L₄ durante distintas actividades. En él determinó que los valores en la posición sedente son mayores que en bipedestación y, además, aumentan si se mantiene un peso en la mano. Los datos representados en la Figura 6 están basados en este estudio y sus valores vienen dados en relación a un valor de referencia fijado en bipedestación (100%).

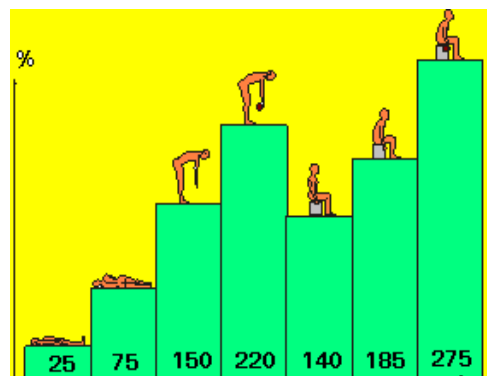


Figura 6. Comparación gráfica de las presiones intradiscales en L₃-L₄ durante distintas actividades (Nachemson¹², 1976)

El análisis cinemático y cinético de los movimientos citados permite una definición más precisa de los mismos a través del análisis del rango de movimiento (ROM), velocidad y aceleración angular con la que realiza el gesto, al igual que a través de otros parámetros como la fuerza de reacción y la repetibilidad de los gestos realizados. Una alteración en los parámetros que definen el movimiento va asociada con una alteración funcional por parte de la persona valorada para la realización de las tareas analizadas.

La fotogrametría se usará para valorar los parámetros cinemáticos descritos en el párrafo anterior. Esta técnica es considerada como el gold estándar en el análisis cinemático del movimiento humano. Esta descrita como una técnica no invasiva e inocua con alto potencial en la valoración de las alteraciones motoras.

Por otro lado, la utilización de plataformas dinamométricas en la valoración de las fuerzas que producen el movimiento permite el análisis de la fuerza de reacción contra el suelo de las extremidades inferiores durante la realización de diferentes actividades en las que participa el tronco o musculatura paravertebral como es el caso de alcanzar la bipedestación desde la posición de sentado en una silla o el levantar un peso. Este tipo de registro ofrece información sobre cómo es el apoyo, la estabilidad en el gesto y las posibles anomalías en la fuerza realizada por una extremidad inferior en caso de dolor, por ejemplo, una ciatalgia unilateral. Habitualmente esta patología se manifiesta por una asimetría en el reparto de fuerza entre las dos piernas.

Algunos de los resultados que se pueden encontrar con este tipo de valoración son:

- Tiempo ejecución de la actividad
- Fuerza de reacción en el apoyo
- Asimetría en el apoyo de ambos miembros inferiores mientras se realiza la actividad
- Velocidad y/o aceleración angular del tronco durante la actividad
- Repetibilidad en el movimiento realizado

A continuación, se muestra, por un lado, algunos de estos resultados obtenidos ante un análisis biomecánico dentro de lo que se consideraría un patrón normal de movimiento y, por otro lado, como se lleva a cabo la interpretación de los mismos. El objetivo es que el alumno aprenda a reconocerlos y a interpretarlos, y que este conocimiento le ayude a identificar diferencias con respecto a resultados de un movimiento alterado por dolor lumbar.

Tiempo ejecución de la actividad

Es el tiempo en segundos que tarda en realizar la actividad valorada.

En la Figura 7 se muestra la representación gráfica, cinética y cinemática, del gesto de sentarse y levantarse de una silla en un sujeto sano. En este caso están representadas tanto la fuerza de reacción vertical (línea azul: F_z), como el ángulo de flexión del tronco (verde) y del miembro inferior a nivel de la rodilla (rojo). En la región sombreada en amarillo, se marca el inicio y el fin de la actividad de levantamiento de la silla, de especial importancia a la hora de valorar la funcionalidad del raquis lumbar, al verse sometido la columna lumbar a mayor sobrecarga.

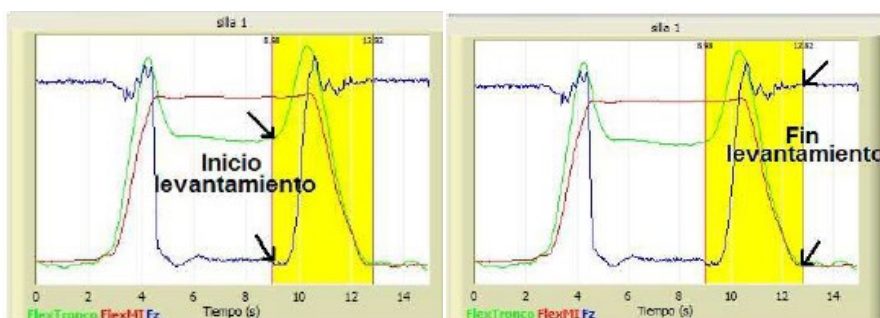


Figura 7. Representación gráfica de la actividad sentarse/levantarse de una silla. Se resalta en amarillo la parte del gesto que corresponde el levantamiento de la silla.

Al inicio del levantamiento (franja amarilla) la persona está sentada, con una flexión de tronco y rodilla que se encontraría alrededor de los 90°. Para levantarse, la persona inicia un aumento de la flexión del tronco (línea verde), y comienza a generar el impulso, representado por la fuerza vertical máxima alcanzada (línea azul) necesario para poder levantar su centro de gravedad y pasar a la bipedestación. Además, para conseguir el levantamiento, el sujeto debe extender ambos miembros inferiores ayudándose de una contracción potente de ambos cuádriceps.

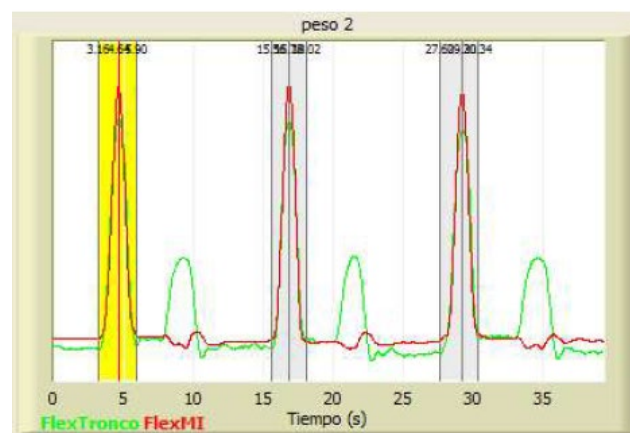


Figura 8. Representación gráfica de la actividad de levantar un peso. Se realiza el mismo gesto, pero levantando cada vez un peso diferente. Se resalta en amarillo la parte del gesto que se valora.

La gráfica representada en la Figura 8 se corresponde con una representación cinemática del movimiento realizado durante la valoración del levantamiento de pesos en un paciente sano. En este caso, el sujeto debe coger, ayudándose de las dos manos, un peso situado en el suelo (cajas de 0, 5 y 10 kg), levantarlo hasta la cintura y finalmente colocarlo sobre una mesa situada a su lado. Se puede observar como existe una flexión de tronco importante (línea verde), una flexión de miembro inferior secundaria (línea roja) seguido de una posterior extensión total (levantando la caja) y terminando con una discreta flexión del tronco que se correspondería al momento en el que el sujeto se inclina para dejar la caja sobre una mesa situada a su lado.

El tiempo que se tarda en su ejecución completa se considera esencial en todo estudio de movilidad de personas con un trastorno o daño del raquis. Ya en el año 1986, Marras y Wongsam¹³, consideraban la velocidad de movimiento como medida cuantitativa en personas con trastornos de espalda que podían ayudar en el seguimiento de la evolución de una enfermedad o de un tratamiento. Los sujetos sin ningún tipo de patología de columna o de miembros inferiores suelen hacer un movimiento de levantamiento de la silla o levantar un peso rápido, es decir con velocidad elevada y tiempo total de ejecución pequeño.

Las personas mayores requieren algo más de tiempo para levantarse de la silla, y parece ser que es debido a la necesidad de una mayor estabilidad. De todas formas, no hay estudios

concluyentes en este sentido, y algunos autores no encuentran diferencias en población sana por edades ¹⁴.

Fuerza de reacción en el apoyo y asimetría de fuerzas.

Estos parámetros se refieren al valor del componente vertical de la fuerza de reacción que registra cada una de las plataformas dinamométricas durante toda la actividad realizada y a la diferencia de fuerza o apoyo realizada entre ambos miembros inferiores. La unidad de medida es el N, y en el caso de que la fuerza esté normalizada por el peso es adimensional.

En la gráfica inferior se representa la fuerza de reacción vertical durante la actividad de levantarse de una silla en una persona sana. Se observa como al inicio esta fuerza es muy pequeña (aproximadamente un 20% del peso corporal), ya que el sujeto se encuentra descargando prácticamente todo su peso en la silla en la que está sentado y no en la plataforma de fuerza. Al inicio del levantamiento, el paciente comienza una fase de aceleración que le ayuda a generar un impulso suficiente para levantarse de la silla. Por ello aparece una elevación rápida de la fuerza de reacción (pendiente de la curva verticalizada), y finaliza con un pico máximo de fuerza. Este pico será más alto cuanto mayor sea el impulso que se genera en el gesto. Finalmente disminuye parcialmente esta fuerza hasta permanecer estable una vez que está de pie y con un valor similar al de su peso corporal (100%).

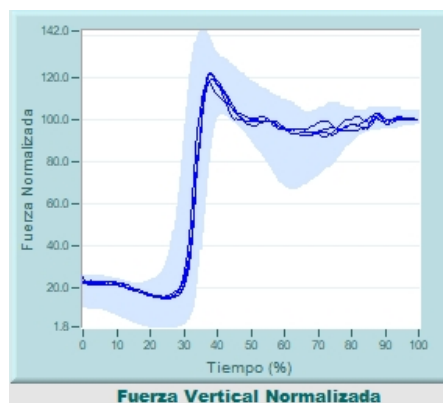


Figura 9. Fuerza vertical de reacción (normalizada por el peso corporal) durante el gesto de levantarse de una silla. Están representadas 4 repeticiones de esta actividad (líneas azul oscura). La banda azul representa en patrón normal de fuerza considerado en el equipo de medida utilizado (NedLumbar/IBV).

Por tanto, la fuerza de reacción vertical guarda relación con el impulso que se genera para levantarse de la silla (cuando el movimiento es más rápido, mayor es la fuerza vertical de reacción), y en líneas generales, los sujetos sanos o sin dolor lumbar realizan un movimiento rápido y enérgico y por tanto con valores altos de fuerza máxima vertical.

Al mismo tiempo, si se utilizan dos plataformas de fuerza, se puede valorar la fuerza realizada por cada uno de los miembros inferiores al levantarse. El patrón normal de fuerza es aquel que se corresponde con un apoyo simétrico ya que la realización de cualquier actividad, ya sea levantarse de una silla o levantar un peso, conlleva una estabilización y carga del peso corporal similar en ambos miembros inferiores.

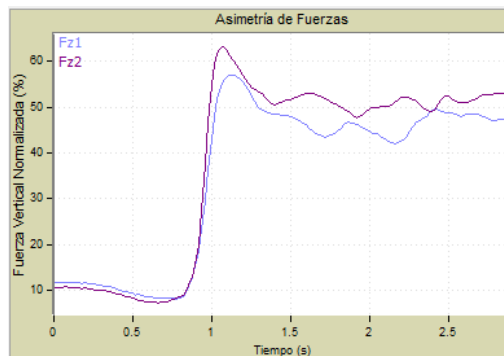


Figura 10. Fuerza vertical normalizada representando la fuerza vertical de reacción realizada por cada uno de los miembros inferiores al cargar el peso corporal sobre ellos cuando se levanta de la silla.

En la Figura 10, la Fz1 representa la fuerza de reacción del miembro inferior derecho y Fz2 la del lado izquierdo. En este caso la distribución de fuerzas en el apoyo mientras realiza el gesto prácticamente son similares, lo que se consideraría dentro de un patrón normal de movimiento.

Velocidad y aceleración angular.

Estos parámetros se refieren a la velocidad y a la aceleración angular del tronco durante el movimiento realizado. Sus unidades de medida son $^{\circ}/s$ y $^{\circ}/s^2$ respectivamente.

En las siguientes figuras, se muestran gráficos que representan la velocidad angular frente a la aceleración angular del tronco en las dos actividades analizadas.

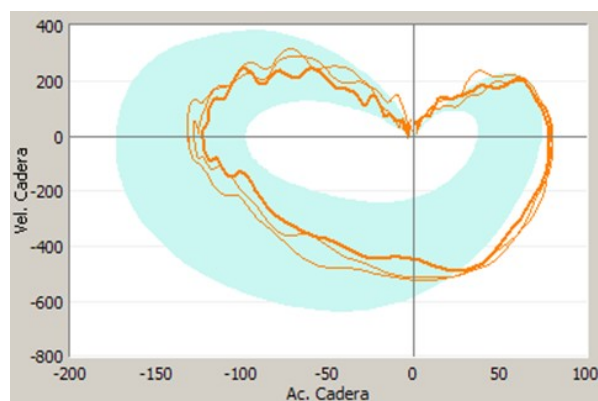


Figura 11. Representación gráfica de la velocidad angular con respecto a la aceleración angular de tronco al realizar la actividad de levantarse de una silla. La banda azul representa en patrón normal de fuerza considerado en el equipo de medida utilizado.

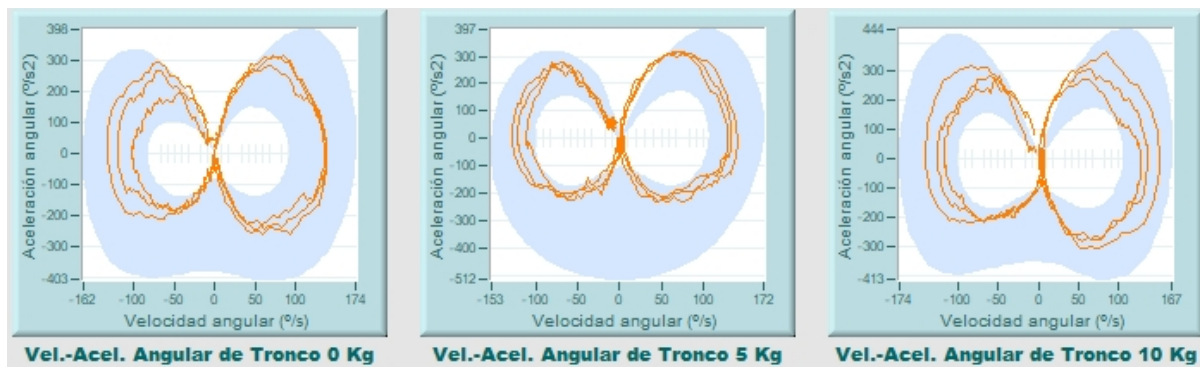


Figura 11. Representación gráfica de la velocidad-aceleración angular del tronco al realizar la actividad de levantar un peso (0, 5 y 10 kg se corresponden a gráfica movimientos representados en izquierda, centro y derecha). La banda azul representa en patrón normal de fuerza considerado en el equipo de medida utilizado (NedLumbar/IBV).

Según la representación gráfica, y tomando como referencia la banda azul que representa patrón de movimiento de referencia, el movimiento de columna realizado por la persona en la actividad que ha sido valorada, ha sido rápido o a una velocidad adecuada, ya que tanto las aceleraciones como las velocidades se encuentran dentro de la banda que está considerada por este sistema de medida como normal. Además, otra interpretación que se puede hacer de este resultado y que se corresponde a un patrón normal de movimiento, es que no se objetiva una disminución importante de la velocidad y/o aceleración del tronco al aumentar la carga levantada.

Repetibilidad

A nivel general, y con todas las gráficas que se han mostrado en este subapartado, se puede considerar que la actividad que se ha registrado a través de varias repeticiones de medida (tanto en la figura 11 como en la 12, están representado 3 repeticiones de la actividad de levantarse de una silla y 3 repeticiones de la actividad de levantar cada peso) muestra de forma general una repetibilidad alta ya que el patrón de movimiento realizado por la persona valorada prácticamente es igual. La repetibilidad indica la similitud entre las diferentes repeticiones realizadas de un mismo gesto o actividad. En el ámbito de la valoración biomecánica, suele utilizarse el coeficiente de variación de las medidas para calcular esta repetibilidad. El resultado esperado en un patrón normal de movimiento es que tenga una elevada repetibilidad.

Hay otros muchos parámetros que se pueden obtener con este tipo de pruebas. A modo de información se cita la siguiente revisión sistemática sobre el uso de las medidas cinéticas y cinemáticas como valoración clínica de la columna lumbar. Se pueden ampliar conocimientos con la lectura de esta revisión de Papi et al⁴.

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. Valoración de la fuerza de la columna lumbar

La evaluación de la fuerza del raquis lumbar mediante técnica instrumental se centra en la fuerza muscular (isocinéticos) y, por otro lado, en la actividad muscular (EMGs).

Valoración de la fuerza muscular. Isocinéticos

La máxima capacidad muscular se define como la mayor fuerza que un músculo puede ejercer sobre el sistema esquelético bajo unas condiciones de carga determinadas. Este parámetro es el más utilizado en la práctica clínica ya que la capacidad muscular varía en función del ángulo de la articulación sobre la que actúa, o lo que es lo mismo, su brazo de palanca. La relación entre par generado y ángulo articular está afectada por gran número de variables, que deberán considerarse en los resultados finales de una valoración, tales como la edad, sexo, motivación del sujeto, dolor, fisiología del músculo y de la articulación, y también por las condiciones del ejercicio ejecutado (excéntrico, concéntrico, isométrico, isocinético). Por otro lado, la lesión de cualquier componente de la unidad músculo/tendón (deformación, ruptura, tendinitis, dolor) puede limitar la capacidad del músculo para producir fuerza.

Existen sistemas para medir la fuerza de la musculatura paravertebral. Entre los más utilizados se encuentran los sistemas isocinéticos que mantienen el movimiento con una velocidad angular constante durante todo el recorrido articular seleccionado. La valoración isocinética de columna requiere que el sujeto mueva el tronco a una velocidad controlada y preseleccionada por el examinador. La resistencia que ofrece el equipo de medida al movimiento se va adaptando de forma automática a la fuerza realizada, de forma que el músculo conserva el rendimiento máximo en la totalidad del arco de movimiento.

Con el registro de la fuerza, a través de los métodos isocinéticos, se elaboran una serie de gráficas y tablas. Para cada grupo muscular testado y para cada velocidad a la que el músculo trabaja, hay una curva normal que recoge el momento de fuerza de dicho músculo a lo largo de todo el movimiento. Gracias a esta gráfica, se puede obtener en cada caso el trazado del momento de fuerza en correspondencia con el arco articular permitiendo el análisis exacto de desarrollo de fuerza muscular en cada punto del arco de movimiento. A título de ejemplo de una gráfica normal de contracción isocinética se muestra la Figura 13.

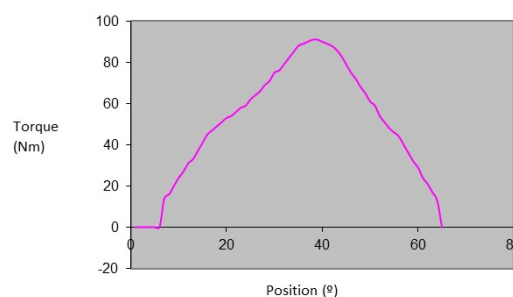


Figura 12. Curva normal de momento torsional isocinético concéntrico. El eje vertical refleja la cantidad de fuerza producida por el músculo. El eje horizontal es la amplitud de movimiento en el que se hace la valoración.

En líneas generales, y con las variaciones individuales propias de cada músculo, en este tipo de gráfica se busca dentro de un patrón normal de fuerza, una forma parabólica en la que se pueden considerar cuatro fases esenciales:

1. Fase ascendente o de aceleración (*time rate to torque development*): tiene un trazado rápidamente ascendente, ligeramente convexo hacia arriba tendiendo a la perpendicularidad sobre el eje de abscisas cuando menor sea el tiempo empleado desde el inicio de la contracción hasta el momento máximo. Coyle et al¹⁵ lo relacionan con la fuerza explosiva del músculo por la acción de las fibras II (fibras de contracción rápida). Si en la fase inicial de aceleración la curva presenta un trazado cóncavo y el momento máximo aparece en la mitad o en el tercio final de la curva se habla de una hipofunción o hipotrofia muscular.
2. Pico del momento de fuerza: Corresponde al segmento de la curva en la que ésta alcanza su máximo en el punto de inflexión de la misma. Se corresponde con el máximo momento de fuerza del músculo testado.
3. Fase de decrecimiento de la fuerza (*force decay rate*): Tiene un trazado habitualmente convexo y llega hasta el final del movimiento, punto en que llega a contactar con la línea de base.

En el patrón isocinético normal hay que destacar el hecho de que el máximo momento de fuerza de un músculo disminuye al aumentar la velocidad de trabajo (Figura 14).

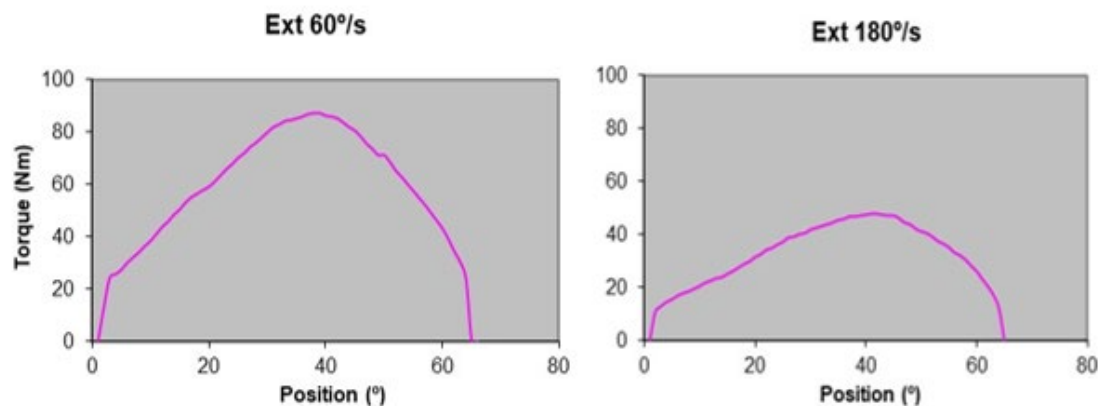


Figura 13. Registro isocinético del grupo muscular extensor a una velocidad lenta (izquierda) y una velocidad rápida (derecha).

Con respecto a los resultados que se obtienen en una valoración isocinética cabe destacar algunas de las aportaciones más utilizadas de los isocinéticos de tronco en el contexto de una valoración clínica:

1. **Momento de máxima fuerza o *peak torque***. Expresa, en valor absoluto, el máximo momento de fuerza desarrollado por el grupo muscular evaluado. El *peak torque* es el producto de la fuerza aplicada alrededor de un eje de rotación por la distancia perpendicular entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de rotación. Su unidad de medida es el Nm. Este valor está influenciado por género, edad, hábito deportivo y por factores ligados al tipo de trabajo muscular realizado, por ejemplo, trabajo concéntrico o excéntrico, y la velocidad a la que se hace el ejercicio. Recuerda

que se obtienen valores *peak torque* superiores con velocidades lentas que con velocidades rápidas (ver Figura 14).

2. **Momento fuerza promedio.** Evalúa el promedio del momento de fuerza desarrollada a lo largo de todo el recorrido articular. Es un parámetro interesante pues informa del trabajo muscular realizado a lo largo de todo el recorrido articular y no solo de su acción en un punto concreto, como ocurre con el *peak torque*. Se expresa en Nm y se debe precisar en qué condiciones se ha hecho la valoración (tipo de contracción y velocidad).
3. **Análisis de la morfología de la curva.** Cada grupo muscular desarrolla una gráfica normal con matizaciones debidas al tipo y a la velocidad de la contracción realizada. Generalmente se estudia mejor la morfología en las velocidades más lentas. Revisa las puntualizaciones hechas antes sobre las gráficas.
4. **Relación agonista-antagonista.** Expresa la relación cuantitativa entre el momento de fuerza del grupo agonista y del grupo antagonista. Esto es lo que es la ratio expresado en porcentaje. Suele representar la consecución de un correcto balance agonista-antagonista permitiendo visualizar desequilibrios musculares.

Finalmente, el estudio isocinético de columna presenta un problema particular y es la falta de una articulación simétrica con la que comparar los resultados. La estrategia para definir un déficit puede ser la comparación con datos normativos. Esta alternativa obliga casi siempre a disponer de una base de datos propia dado que los valores vienen condicionados tanto por el protocolo de estudio que se aplique como por el tipo o marca comercial del isocinético utilizado para medir.

La fuerza isocinética de flexores y extensores cambia según la posición de la persona valorada. Se vuelve de nuevo a resaltar la importancia de un protocolo estandarizado para poder comparar datos. Al mismo tiempo, la ausencia de un miembro contralateral para comparar resultados o de un mismo procedimiento de medida, hace que sea difícil obtener valores de referencia que ayuden en la interpretación de resultados. Por ello, el control evolutivo es la mejor forma de valoración y seguimiento de estos pacientes.

Atendiendo a los datos publicados con respecto a la valoración de fuerza isocinética de tronco los hombres tienden a producir mayor momento de fuerza que las mujeres para los músculos flexores y extensores del tronco en relación al peso corporal (la fuerza del tronco suele expresarse en forma de porcentaje respecto al peso corporal total). La posición en la que se realiza la medida, como ya ha sido comentado, influye en los valores de fuerza obtenidos. Así, en la posición de bipedestación, el valor de fuerza de los flexores es mayor que en la posición de sedestación. Por otro lado, los valores de los extensores son mayores que los de los flexores, aunque parece que a medida que aumenta la velocidad esta diferencia disminuye. De todas formas, se recomienda que la valoración del tronco se haga a velocidades lentas puesto que la masa sustancial del tronco dificulta la aceleración a velocidades más rápidas ¹⁶.

Otro de los parámetros que se analiza en la valoración isocinética son las relaciones existentes entre agonistas y antagonistas. En este caso sería entre flexores y extensores, pero volvemos de nuevo a encontrar la misma dificultad, al consultar las publicaciones algunos estudios trabajan con la relación flexores/extensores y otros al revés, extensores/flexores.

Para finalizar, comentar que las rotaciones y las inclinaciones laterales apenas son estudiadas. La rotación del tronco se produce en el plano transversal del cuerpo y es

producida fundamentalmente por los músculos abdominales oblicuos internos y externos. El oblicuo interno produce rotación hacia el mismo lado, y el externo la produce hacia el lado contrario. Por tanto, la contracción del oblicuo interno derecho y del oblicuo externo izquierdo es hacia la derecha, y la del oblicuo interno izquierdo y del oblicuo externo derecho es hacia la izquierda. Aunque tanto los oblicuos contralaterales e ipsilaterales se contraen durante la rotación, los análisis electromiográficos indican que la actividad de los oblicuos contralaterales es mayor que la de los oblicuos ipsilaterales¹⁶.

Por otro lado, la flexión lateral del tronco se produce en el plano frontal. Con respecto a valores isocinéticos normales en este movimiento se encuentra poco publicado y parece que es mínima la diferencia existente entre la flexión lateral izquierda y la derecha.

Valoración de la actividad muscular. Electromiografía de superficie.

La actividad de los músculos del tronco puede estimarse indirectamente por medio de la electromiografía. Este es el motivo por el que la EMG de superficie suele ser una técnica empleada para la valoración de la zona lumbar, en concreto para realizar análisis del comportamiento muscular durante la realización de un movimiento como la flexo-extensión del tronco.

Analizando electromiográficamente la flexión del tronco desde una posición erecta, se observa un silencio mioeléctrico súbito, o relajación, de los músculos erectores espinales, en un punto cercano de la máxima flexión. Este comportamiento raquídeo ha sido descrito en personas sanas y se conoce como fenómeno flexión-relajación.

El patrón normal de activación se representa en la siguiente gráfica. En ella se puede identificar el patrón de flexión lumbar en amarillo y el patrón de flexión de cadera en rojo.

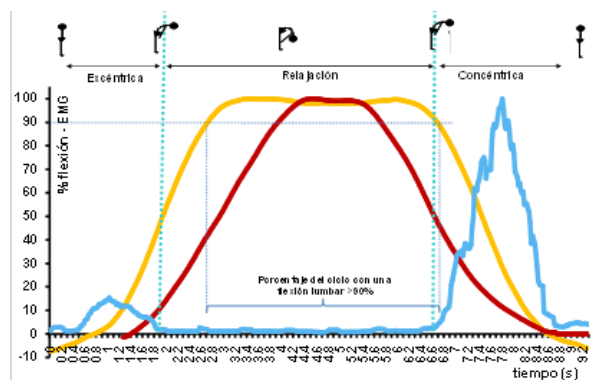


Figura 14. Flexión lumbar y flexión de cadera durante la flexo-extensión del tronco.

En la gráfica, el eje de ordenadas representa el porcentaje de flexión respecto al valor máximo. Este patrón de flexión lumbar y de flexión de cadera, lo que se conoce como ritmo lumbo-pélvico, va acompañado de un patrón determinado de activación del erector espinal que es la línea que en la gráfica vemos en azul. El erector espinal primero se activa al principio de la flexión de manera excéntrica para controlar el movimiento de flexión. En un momento dado, cuando a la columna lumbar le falta todavía mucho para flexionarse del todo, se desactiva y comienza una fase de lo que se llama silencio mioeléctrico. Este es el fenómeno de flexión-

relajación. Poco después de empezar la columna a hacer el movimiento de extensión, se vuelve a activar el erector espinal, esta vez de manera más intensa, en un pico de activación concéntrica. Este patrón fisiológico puede alterarse en sujetos que presentan dolor lumbar.

Esta respuesta neuromuscular es probable que se desencadene por la carga mecánica que se produce en los ligamentos y en los discos de la columna lumbar, altamente innervados por receptores que monitorean los estímulos propioceptivos y nociceptivos¹⁷. Floyd and Silver¹⁸, también, sugirieron por primera vez que las estructuras pasivas lumbares posteriores (ligamentos espinales y discos intervertebrales) suplían el momento de fuerzas necesario durante la máxima flexión del tronco en ausencia de actividad muscular del músculo erector espinal.

Existe evidencia en la literatura sobre la fiabilidad de las medidas de EMG's lumbares dentro y entre las sesiones tanto de movimientos/posturas estático como dinámicos, incluyendo tanto la flexión y lo que se denomina la "re-extensión" (alcanzar la posición erecta tras la postura flexionada)¹⁹. Existe controversia con respecto a los resultados "ideales" para representar el fenómeno de flexión lumbar-relajación de forma cuantitativa. Los principales candidatos parecen ser la señal bruta de EMG en μV (*root mean square* o *RMS*) al máximo de la flexión, o la ratio de flexión-relajación (FRR)^{20,21,22}.

Entre las personas normales y sanas, la actividad EMG's durante la flexión de los músculos paraespinales lumbares aumenta inicialmente y, a continuación, disminuye a medida que los ligamentos comienzan a soportar el tronco como aumenta el ángulo de flexión. En flexión máxima voluntaria (FMV), la actividad SEMG es a menudo en o por debajo del nivel de la actividad SEMG durante standing. El patrón de actividad SEMG asociado a la flexión y extensión en una persona normal y saludable se ilustra en esta figura. Sin embargo, en personas con dolor lumbar, esta relajación paravertebral en MVF tiende a estar ausente o disminuido. A continuación, se muestra ejemplo de registro clasificado como patrón normal por presencia de silencio mioeléctrico.

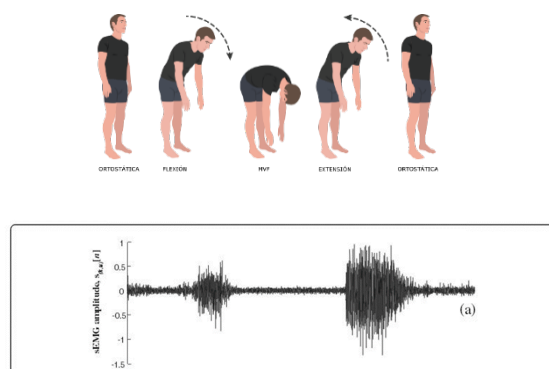


Figura 15. Representa la actividad muscular durante una prueba de flexión-extensión de columna lumbar

7. Ideas principales

- La mayoría de estudios científicos indican que existen alteraciones relacionadas con la edad en el rango de movimiento (ROM) y que estas alteraciones pueden afectar a unos movimientos más que a otros. El inconveniente de estos estudios es que se emplea una gran variedad de instrumentos y métodos para determinar la amplitud de movimiento dorsal, dorsolumbar y lumbar por lo que se hace difícil la comparación de resultados entre los mismos. A pesar de ello, todos coinciden en concluir que la movilidad se modifica con la edad perdiendo amplitud de movimiento al aumentar la misma.
- Para medir el rango de movilidad de la columna y ser más exactos en las medidas La American Medical Association (AMA)¹¹ recomienda la utilización de los mismos como un método preciso de estimar el movimiento lumbar real.
- El dolor lumbar ocasiona limitación o alteración de la movilidad, ya sea por causa orgánica o psíquica. La queja más frecuente de las personas afectadas de este síntoma es el no poder realizar actividades, tan frecuentes y comunes de la vida diaria como sentarse y levantarse de una silla en su casa, en el trabajo o en el lugar de ocio, o bien agacharse, coger y desplazar un peso tanto en tareas domésticas como laborales.
- El análisis cinemático y cinético de los movimientos citados permite una definición más precisa de los mismos a través del análisis del rango de movimiento (ROM), velocidad y aceleración angular con la que realiza el gesto, al igual que a través de otros parámetros como la fuerza de reacción y la repetibilidad de los gestos realizados. Una alteración en los parámetros que definen el movimiento va asociada con una alteración funcional por parte de la persona valorada para la realización de las tareas analizadas.
- Existen sistemas para medir la fuerza de la musculatura paravertebral. Entre los más utilizados se encuentran los sistemas isocinéticos que mantienen el movimiento con una velocidad angular constante durante todo el recorrido articular seleccionado.
- La actividad de los músculos del tronco puede estimarse indirectamente por medio de la electromiografía. Este es el motivo por el que la EMG de superficie suele ser una técnica empleada para la valoración de la zona lumbar, en concreto para realizar análisis del comportamiento muscular durante la realización de un movimiento como la flexo-extensión del tronco.

8. Referencias

- [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.



El apoyo de la Comisión Europea para la producción de esta publicación no constituye una aprobación del contenido, el cual refleja únicamente las opiniones de los autores, y la Comisión no se hace responsable del uso que pueda hacerse de la información contenida en la misma.

