



Universidad de Chile
Facultad de Medicina
Escuela de Kinesiología

“Análisis del Centro de Presión en Posturografía en Pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico”

Roberto Alfonso González Rocabado
Vilma Ivania Keglevic Román

2004

**“Análisis del Centro de Presión en Posturografía en sujetos con
Síndrome de Dolor Lumbar Crónico”**

Tesis
Entregada a la
UNIVERSIDAD DE CHILE
En cumplimiento parcial de los requisitos
para optar al grado de
LICENCIADO EN KINESIOLOGIA

FACULTAD DE MEDICINA

Por

Roberto Alfonso González Rocabado

Vilma Ivania Keglevic Román

2004

DIRECTOR DE TESIS:
Rony Silvestre Aguirre
Lic. Kinesiología
(c)MSC. Biofísica Médica. U de Chile.

PATROCINADOR:
Sylvia Ortiz Zúñiga

FACULTAD DE MEDICINA
UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACIÓN
TESIS DE LICENCIATURA

Se informa a la Escuela de Kinesiología de la Facultad de Medicina, que la Tesis de Licenciatura presentada por los candidatos:

Roberto Alfonso González Rocabado

Vilma Ivania Keglevic Román

Ha sido aprobada por la Comisión Informante de Tesis como requisito de Tesis para optar al grado de Licenciado en Kinesiología, en el examen de defensa de Tesis rendido el.....

DIRECTOR DE TESIS

NOMBRE..... FIRMA.....

COMISIÓN INFORMANTE DE TESIS

NOMBRE

FIRMA

.....

.....

.....

.....

.....

.....

A nuestros familiares y seres cercanos
por toda la comprensión y
paciencia entregada.

AGRADECIMIENTOS

Roberto González...

En primer lugar agradezco a mis padres, quienes permiten a base de esfuerzo, que yo pueda cumplir el sueño de ser un profesional, que han auspiciado toda mi estadía en esta ciudad y que me han brindado su apoyo en todo sentido, lo que moralmente me obliga a responderles como corresponde.

También agradezco a mi profesor tutor Klgo. Rony Silvestre por haber sabido guiar de manera precisa y sabia, permitiéndonos sacar adelante este proyecto, que vimos como un desafío en un principio.

Por último agradezco a mi compañera Ivania Keglevic con la que realicé este proyecto, amiga y futura colega cuyos conocimientos y empuje aportaron de manera importante en nuestra tesis.

Ivania Keglevic...

Quiero agradecer a mi querida familia y mi incondicional pareja por todo su apoyo, comprensión y entrega en todo sentido.

También quiero dar mi más sincero reconocimiento y agradecimiento a Rony Silvestre A., por toda su dedicación, paciencia y respaldo intelectual y personal para sacar éste estudio que ha logrado ser un orgullo para nosotros.

Y por ultimo a mi compañero de tesis, por su apoyo y sobretodo por su aguante al mal genio...

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	8
ABSTRACT	9
ABREVIATURAS	9
INTRODUCCCIÓN	10
MARCO TEÓRICO	
• Conceptos	11
• Postura	13
• SDLC	21
• Posturografía	30
HIPÓTESIS	33
OBJETIVOS	33
MATERIAL Y MÉTODO	
• Muestra	34
• Diseño experimental	34
• Criterios	34
• Procedimiento de Obtención de Datos	36
• Variables	37
RESULTADOS	39
DISCUSIÓN	42
CONCLUSIÓN	45
PROYECCIONES	45
BIBLIOGRAFÍA	46
APÉNDICE	51

LISTA DE TABLAS

	Página
TABLA 1: Test de Oswestry	64
TABLA 2: Perfil Grupo Control	65
TABLA 3: Perfil Grupo con SDLC	66

LISTA DE FIGURAS Y GRÁFICOS

	Página
FIGURA 1: Modelo de Péndulo Invertido	51
FIGURA 2 (A, B, C, D): Estrategia de Control Motor	51
FIGURA 3: Esquema de Niveles de Control Motor	52
FIGURA 4: Estatocinesiograma	52
FIGURA 5: Estabilograma	53
FIGURA 6: Gráfica	53
FIGURA 7: Análisis Fourier	53
FIGURA 8: Consentimiento Informado	54
FIGURA 9: Ficha Clínica de Evaluación	55
FIGURA 10: Test de Oswestry	56
FIGURA 11: Resultados Posturografía	59
GRÁFICO 1: Pacientes v/s Controles (Fase Seguimiento)	60
GRÁFICO 2: Pacientes v/s Controles (Fase Vista al Frente)	60
GRÁFICO 3: Pacientes v/s Controles (Fase Ojos Cerrados)	61
GRÁFICO 4: Pacientes v/s Controles (Fase Ojos Cerrados por frecuencia)	61
GRÁFICO 5: SDLC e Índice de Romber Modificado	62
GRÁFICO 6: Desplazamiento CoP	62
GRÁFICO 7: Variable Edad en cada Fase de Test	63
GRÁFICO 8: Variable IMC en cada Fase de Test	63
GRÁFICO 9: Índice de Oswestry en cada Fase de Test	63

RESUMEN

Al encontrarnos durante nuestra vida profesional con esta patología tan común como lo es el Síndrome de Dolor Lumbar Crónico (SDLC) lo relacionamos únicamente a procesos musculoesqueléticos, sin considerar otros aspectos relacionados a esta patología, que ha venido cobrando gran trascendencia en nuestro desempeño profesional. Por el mismo motivo nos hemos interesado en profundizar otra arista del SDLC, relacionándolo con la postura.

Sabemos que con esta patología variados aspectos se ven afectados a medida que evoluciona la enfermedad, comprometiendo estructuras musculoesqueléticas y neurales que están estrechamente ligadas al control postural del ser humano. Por este motivo hemos querido medir y comparar con un método objetivo como lo es la Posturografía las frecuencias de las oscilaciones que son propias de los sujetos normales y compararlas con aquellos sujetos que poseen SDLC, los que padecerían alteraciones en los mecanismos que controlan la postura. Ambas muestras son mixtas y de rango de edades homologables.

Tal medición la llevamos a cabo dividiéndolo en tres etapas: Etapa de seguimiento, etapa con ojos cerrados y etapa con ojos abiertos, para así descifrar la trascendencia del componente visual en la mantención de la postura bípeda. También hemos querido relacionar el grado de discapacidad de la muestra con SDLC, el Índice de Masa Corporal (IMC) y los componentes de sus oscilaciones en los planos frontal y sagital para determinar las estrategias de control motor postural más utilizada por ambos grupos. Luego de procesar los datos hemos encontrado que las diferencias más significativas se dieron en la fase del test de ojos cerrados, lo que nos indica la gran importancia que cobra ésta aferencia en la mantención de la postura en sujetos con SDLC, por el hecho de tener su propiocepción alterada a causa del dolor lumbar. También encontramos que la energía total promedio utilizada para mantener la postura es considerablemente mayor en los sujetos que poseen SDLC, ya que en ellos la demanda energética es mayor que en sujetos normales. Por otro lado pudimos determinar las estrategias más empleadas en la mantención de la postura en ambos grupos.

ABSTRACT

When we find across our professional career with this traditional pathology as it is the Chronic Low Back Pain (CLBP) we related it only to musculoskeletal disorders, without considering other related aspects to this pathology, which has been getting a great importance in our professional performance. By the same reason we have been interested in researching in another edge of the CLBP, relating it to the posture.

We know that with this pathology many aspects are influenced as the disease evolves, involving musculoskeletal and neural structures that are closely compromise to the postural control of the human being. For this reason we want to measure and compare the frequencies of the oscillations which belong to normal subjects and compare them with those how have Chronic Low Back Pain, with an objective method as it's the static force platform, how would suffer alterations in the mechanisms wich control the posture. Both participants groups are composed by mens and womans, and of rate of homological ages.

The measurement of the test is divided in three procedures: Stage of monitoring, other with closed eyes and a last one with open eyes, thus to understand the importance of the visual component in mantaining of the biped position. Also we have wanted to relate the degree of discapacity of the subjects with CLBP, the Rate of Corporal Mass (RCM) and the components of its oscillations in the frontal and sagital planes to determinate the strategies of postural motor control wich use both groups. After processing the data we have found that the significant differences happened in the phase of the closed eyes test, which indicates the great importance of the visual component of the posture in subjects with LBP, by the fact of having its altered propioception cause the lumbar pain. Also we found that the total energy average used to maintain the position is highly greater in the subjects how have CLBP, since in them the energetic demand is greater than in normal subjects. On the other hand we could determinate the strategies more useful to maintain the position in both groups.

[Key Words: balance, chronic low back pain, posture]

INTRODUCCIÓN

Estudios epidemiológicos acerca de diversas enfermedades han arrojado en países como EEUU, que entre el 50-70% de los adultos han experimentado en alguna etapa de su vida dolor lumbar. Aunque el 90% de ellos se recupera antes de seis semanas espontáneamente o con diversos tratamientos, cada año alrededor del 5% de ellos continúa enfermo y/o se ausenta de su trabajo por esta causa. En el caso de Chile los datos muestran que el dolor lumbar es un frecuente motivo de consulta médica, describiéndose como la primera causa de ausentismo laboral y por ende de baja productividad, lo que conlleva a un alto costo anual en investigaciones sobre ésta generalizada afección (*Armijo, 2002*).

Por lo dicho anteriormente se hace cada vez más imperante el conocer más acerca de esta patología que afecta a tantos pacientes y provoca tan inmensos costos e inversiones año a año en todo el mundo.

En nuestro estudio queremos enfocarnos a un aspecto específico del Síndrome de Dolor Lumbar, que es su estado crónico (SDLC) y ver la relación que tiene con la postura. Para ello nos planteamos la inquietud de conocer si es que existen diferencias entre las oscilaciones posturales en sujetos con SDLC y sujetos normales. Si nuestro proyecto cumple con nuestros objetivos y responde nuestras inquietudes, podría dar pie para analizar muchos otros tópicos relacionados con el tema, tales como: seguimiento de la rehabilitación, establecer patrones de postura para el SDLC, etc.

En nuestro estudio las posibles limitaciones con que nos podríamos encontrar guardan relación con: la cantidad numérica de pacientes con dolor lumbar crónico que cumplan con los criterios de inclusión especificados dentro de los materiales y métodos (ver más adelante); la disponibilidad y motivación de ambas muestras a participar en este estudio; incremento de la disconformidad durante las pruebas de posturografía que probablemente por el tiempo de pie en la vertical puedan manifestar molestias durante la medición.

MARCO TEÓRICO

Antes de analizar los temas específicos que trataremos en nuestro estudio es necesario mencionar y explicar brevemente algunos conceptos que utilizaremos dentro del lenguaje durante todo nuestro estudio:

- ❖ **EQUILIBRIO:** Es un estado corporal donde distintas y encontradas fuerzas actúan sobre el cuerpo anulándose. Desde un punto de vista más fisiológico correspondería a una integración de la postura en un sistema funcional complejo dado por una acción coordinada y simultánea entre propioceptividad, tonicidad y exteroceptividad.

- ❖ **ESTABILIDAD:** Definido como la resistencia a perder el equilibrio o como la capacidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación ante estímulos externos. Va a depender principalmente de tres factores que son:
 - La base de sustentación en forma directamente proporcional,
 - La distancia de la línea de gravedad al borde de la base de sustentación, siendo más inestable cuanto más se acerca al borde de la base de sustentación.
 - Altura del centro de gravedad, donde una mayor altura del centro de gravedad representará mayor inestabilidad.

- ❖ **BASE DE SUSTENTACIÓN:** Es la superficie disponible para apoyar el peso del cuerpo. Área de apoyo es aquella superficie sobre la que dichos pesos efectivamente se descargan. Se establece una interacción eficaz de las distintas partes del cuerpo entre sí y la base de sustentación (*Paeth, 2000*).

- ❖ **POSTURA:** Representa la totalidad de posiciones del cuerpo y extremidades entre ellas y su orientación en el espacio. (*Kandell, 2000*)

- ❖ **SIGNO DE ROMBER:** Oscilación significativa en posición de pie cuando los ojos están cerrados. Permite apreciar con qué medida un individuo utiliza la visión en el control de su postura ortostática. Su cuantificación se obtiene al multiplicar por 100 la

relación de las superficies de los estabilogramas obtenidos con ojos cerrados y abiertos (OC/OA), que permite evaluar la incidencia de la entrada visual (*Gagey & Cols., 2001*).

- ❖ **POSTUROGRAFÍA:** Herramienta de evaluación del control motor de la postura a través de la determinación del Centro de Presión (*Gagey & Cols., 2001*).
- ❖ **CENTRO DE MASA (COM):** Corresponde a la suma de las trayectorias o representación de todos los segmentos del cuerpo tanto en los planos antero/posterior como también medio/lateral (*Winter y col., 1991*).
- ❖ **CENTRO DE PRESIÓN:** Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso. Este es totalmente independiente del COM. La localización del COP bajo cada pie es el reflejo directo del control neural de los músculos de tobillo (*Winter y cols., 1995*).
- ❖ **CENTRO DE GRAVEDAD:** Punto situado en el centro de la masa corporal, localizado en la intersección de los planos sagital, frontal y horizontal. Posee variaciones de acuerdo a los distintos sujetos pero aproximadamente se encontraría anatómicamente delante del promontorio (vértebras L5 y S1) y la segunda vértebra sacra. En términos prácticos es el punto aparente de acción de la suma de las fuerzas de gravedad que actúan en todo el cuerpo. También puede interpretarse como la proyección vertical del CoM en el suelo (*Winter y cols., 1995; Wallman & Cols., 2002*).
- ❖ **BALANCE:** Es un término genérico que describe la postura dinámica del cuerpo para prevenir la caída. Es relativo a las fuerzas inerciales que actúan sobre el cuerpo y de la inercia de cada segmento del cuerpo (*Winter y cols., 1995; Wallman & Cols., 2002*).

Postura

Si nos ponemos a pensar en la funcionalidad que el hombre realiza en su vida cotidiana, la postura bípeda y estática corresponde a un mínimo de momentos que ocupa en nuestro diario vivir, entonces, cabe preguntarse ¿cual es el interés en ésta posición bípeda que es tan poco frecuente? La actividad postural está profundamente relacionada con la actividad tónica postural. Los ajustes posturales preparatorios a la acción nos han precisado que la postura ortostática se utiliza como postura de referencia, y ésta es la que se modifica para preparar el gesto motor.

Para esto, el control postural requiere una compleja interacción del sistema musculoesquelético y neural y un alto nivel integrativo para crear la acción y anticipar aspectos adaptativos al control postural (*Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Byl & Sinnott, 1990*).

Hace décadas se ha venido estudiando las estrategias sensoriales y motoras que mantienen el control postural, el cual es llevado a cabo mediante estrategias (*Nashner, 1989; Shumway-Cook & Woollacott, 2001*):

- **Estrategias Motoras:** Son la organización de los movimientos apropiados para controlar la posición del cuerpo en el espacio.
- **Estrategias Sensoriales:** Ellas organizan la información sensorial proveniente de la visión, sistema somatosensorial y vestibular para el control postural.
- **Estrategias Sensoriomotoras:** Reflejan las reglas que coordinan los aspectos motores y sensoriales en el control postural

Para un correcto manejo de la postura, el SNC procesa información, recoge experiencias y elabora respuestas a través de la actividad muscular, movimiento articular, reacciones posturales y sinergias. Para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación se requiere de un importante trabajo de los músculos antigravitatorios (glúteo mayor, cuádriceps y tríceps sural) y de una adecuada regulación neuronal, que se explica a través de los denominados, “ajustes posturales”. Estos ajustes activan determinadas

sinergias, que son un conjunto de contracciones musculares coordinadas funcionalmente para mantener el equilibrio postural (*Winter y col., 2003*). Los ajustes posturales tienen tres funciones primordiales: Primero, soportan la cabeza y el cuerpo contra la gravedad y cualquier fuerza externa. Segundo, mantienen el centro de masa alineado y balanceado respecto a la base de sustentación. Y tercero, permitir la interacción de las partes estabilizadoras de soporte con las partes en movimiento (*Kandell, 2000*).

Existen dos mecanismos que permiten generar ajustes posturales (*Alexander y col., 1998 y Kandell, 2000*):

- Uno anticipatorio o *feed forward*. Este sistema predice disturbios y genera un programa de respuesta cuyo fin es la mantención de la estabilidad. Esta respuesta permite realizar ajustes posturales previo a la ejecución de un movimiento voluntario (experiencia previa). Como consecuencias de la inexistencia del *feed forward* el cuerpo se tornaría inestable y caería.
- Uno compensatorio o *feed back*. Evocados por eventos sensoriales asociados a la pérdida del balance imprevista (compensatoria). Son el resultado de la interacción del cuerpo con su entorno, que se adapta a las condiciones externas gracias a la información visual, vestibular y propioceptiva. Cuando una perturbación se repite y es predecible, la corrección se puede mejorar a través de un sistema de anticipación.

Una persona de pie está en equilibrio mientras su centro de gravedad esté dentro de la base de sustentación y será estable si el sistema muscular es capaz de contrarrestar alteraciones y permita volver a la posición de equilibrio (*Gagey & Cols., 2001*). Esta posición no corresponde a un equilibrio perfecto, ya que el cuerpo en posición erguida está en constante desequilibrio anterior debido a la ubicación anterior de la línea de gravedad y por el predominio de masa corporal en los 2/3 superiores del cuerpo (*Gagey & Cols., 2001*). Para entender este constante mecanismo compensatorio se ha descrito el modelo del péndulo invertido (*Fig. 1*), factor común en las investigaciones del balance y postura. Estas

características obligan a un perfecto control sensoriomotor que evite la pérdida de estabilidad y además economice energía (*Winter, 1995*).

Postura y Balance

La efectividad de mantener la postura bípeda de manera estable depende de factores adicionales, incluyendo la fuerza intrínseca de los músculos de las extremidades inferiores y la uniformidad de la superficie de apoyo. El cuerpo es estable sólo cuando los tobillos, rodillas y caderas están perfectamente alineadas en relación a las fuerzas gravitacionales, pero sabemos que continuamente existen fuerzas desestabilizadoras, donde constantemente se corrige la posición del COG para mantenerlo equilibrado, intentando gastar la menor energía posible. La oscilación que se produce del cuerpo da un ángulo que representa la desviación del COG del cuerpo respecto a la vertical que cae en centro de la base de sustentación. Esta teoría del péndulo invertido está diagramada en la Fig. 1 (*Winter, 1995*).

El *control de la postura estática* es llevado a cabo por un circuito elemental, constituido por sistemas que originan el tono muscular propiamente tal:

- Receptor → Huso Muscular
- Vías Aferentes → Terminaciones primarias y secundarias
- Centro de Integración → Complejo sináptico entre terminaciones sensitivas y motoneuronas alfa y gama.
- Vías de Ejecución → Axones de las motoneuronas alfa y gama.

El huso muscular se localiza en el vientre muscular y consiste en fibras musculares especializadas llamadas intrafusales, éstas son pequeñas y existen dos tipos: saco nuclear y cadena nuclear los cuales son inervados por gama motoneuronas que se encuentran en el asta anterior de la médula espinal, mezcladas con alfa motoneuronas. El huso muscular envía información al SN por medio de pequeñas fibras aferentes Ia y II. La fibra sensorial Ia sale de las fibras de la cadena y de las fibras del saco nuclear, en tanto que las fibras aferentes II salen mayormente a las fibras de la cadena nuclear.

Las fibras Ia tienen un umbral bajo al estiramiento y podrían seguir cambios de longitud fácilmente. Esto significa que las fibras Ia codifican el rango de estiramiento (respuesta dinámica) y el largo del músculo en el final del estiramiento (respuesta estática). Las fibras aferentes II, por su parte, tienen un umbral más alto que las Ia, codificando sólo longitud del músculo sin poseer respuesta dinámica. Cuando un músculo es estirado, se excitan fibras Ia aferentes. Esta tiene una conexión monosináptica excitatoria sobre la alfa motoneurona, la cual activa su propio músculo y sinergias musculares. Ellas también excitan a las interneuronas inhibitorias Ia, las cuales inhiben a la alfa motoneurona del músculo antagonista. Siempre que hay una contracción voluntaria existe una coactivación alfa gama. Sin esta coactivación aferencias del huso podrían ser silenciadas durante la contracción muscular. Si existen estiramientos inesperados durante la contracción, los grupos aferentes Ia y II serían capaces de censarlos y permitir una compensación (*Shumway-Cook Anne, Woollacott 1995*).

Entradas sensoriales requeridas para las Respuestas Posturales.

Para analizar cómo los humanos ajustan su balance al estar en bipedestación, se han realizado diversos estudios para observar el control postural en sujetos parados en una superficie en movimiento (plataformas en movimiento) (*Kandell, 2000*), encontrándose que la respuesta en cualquiera de los planos de movimiento a los que se sometieran los individuos resulta en una rápida y elevada respuesta estereotipada en varios músculos que mantienen el centro de masa corporal sobre la base de sustentación (pies). Esta respuesta postural se ha descrito como disto-proximal, siendo los primeros músculos en contraerse aquellos cercanos a la base de sustentación. Durante la oscilación hacia delante los músculos gastrocnemios son los primeros en contraerse. Durante la oscilación hacia atrás el músculo tibial anterior se contrae primero. La musculatura de tronco se contrae sólo una vez llevada a cabo la contracción de estos músculos distales.

Estas respuestas posturales son gatilladas por tres tipos de exoentradas (*Mientjes y col., 1999; Alexander y col., 1998*):

- **Propioceptores**, que dan sentido a los cambios de longitud y tensión en los músculos de la extremidad inferior.
- **Receptores vestibulares**, que aportan la sensibilidad a través de movimientos de la cabeza con respecto a la gravedad.
- **Aferencias visuales**, que detectan los movimientos en el piso al variar las aferencias sensoriales al sujeto y permiten una orientación relativa con el horizonte.
- **Receptores Cutáneos**, que detectan y señalan las fuerzas de cizallamiento de la piel de los pies respecto al suelo

El hombre se estabiliza en su entorno utilizando estas entradas provenientes del exterior, las cuales no son suficientes para proporcionar al sistema postural todas las informaciones que necesita para estabilizar el cuerpo humano. La información que entregan estas exoentradas son parciales, teniendo una significación postural ambigua. En el caso del ojo, por ejemplo, puede producirse una ambigüedad de la señal cuando la imagen detectada por la retina no puede precisar si se trata de un movimiento del mundo exterior o del mismo cuerpo, creando una ilusión del movimiento (tren en marcha). Por ello es necesario que esté presente la integración sensorial, que reajusta y corrige toda desviación en relación con la vertical. La integración de todas estas numerosas informaciones sensoriales controlan el equilibrio (*Gagey & Cols., 2001*).

El sistema vestibular es sensible a las fuerzas de gravedad. Tanto el Utrículo y el Sáculo, se estimulan por aceleración lineal y por cambios de la orientación de la cabeza en relación con la gravedad. Mientras que los canales semicirculares se estimulan por aceleración angular. Esta información se regula a nivel de los núcleos vestibulares, para mantener el tono postural, orientar el cuerpo y sus segmentos antigravitatoriamente, informar de la posición de la cabeza y reaccionar rápidamente frente a éstas aceleraciones. Teóricamente, los conductos semicirculares serían insensibles a las oscilaciones posturales que se producen durante la bipedestación en la posición estudiada, las cuales estarían por debajo del umbral de percepción (*Gagey & Cols., 2001*), aunque sí tendrían una importante incidencia en la postura una vez que se producen angulaciones de cabeza.

Al contrario, el factor propioceptivo es especialmente preciso y discriminante, ya que las oscilaciones posturales producen estiramientos musculares mínimos que corresponden a una ganancia de la respuesta de los husos musculares. Este factor corresponde a un importante mecanismo en el control de las extremidades inferiores, balance y prevención de daños a las articulaciones. Estas terminaciones, según estudios realizados, se localizarían en toda la extremidad, y no sólo en la articulación en cuestión (*Wallmann & Harvey, 2002*). Sin embargo, hay evidencia de que la aferencia propioceptiva proveniente de las extremidades inferiores no son tan trascendentes para la postura como lo son las aferencias de tronco y cadera (*Allum, 1998*).

La indemnidad de estas aferencias es absolutamente necesaria para mantener la postura. Ellas obligan a permanentes ajustes que además deben ser integrados con los movimientos voluntarios del SNC, utilizando circuitos corticales, troncoencefálicos y espinales. Estos tres niveles de control motor están interconectados para permitir la coordinación y variación de respuestas motoras. Los niveles de control motor son los siguientes (*Calderón, 1998, Radebold, 2001*):

- **Espinal:** Utiliza receptores propioceptivos de husos musculares y órganos tendinosos de Golgi, produciendo una actividad integradora para que los músculos individuales aporten al control del tono muscular.
- **Tronco Cerebral:** Coordina señales visuales, vestibulares, cutáneas, articulares y musculares para integrar la actividad en las diversas partes del cuerpo, adaptar el tono muscular y conseguir el equilibrio.
- **Cortical:** Encargado de la programación cognitiva, basada en la repetición y almacenamiento de comandos que lideran ajustes voluntarios.

El sistema postural depende de un sistema de entrada que recoge información, un centro de integración que recibe, discrimina y elabora y un sistema efector que permite las respuestas adecuadas para mantener la postura (*Horak, 1997*). Cualquier alteración en estos tres eslabones puede manifestarse en una alteración del Control Postural (*Horak, 1997*;

Gagey & Cols, 2001). La figura 3 muestra la estrecha relación entre los diversos niveles que controlan la postura.

Los ajustes posturales recurren a diferentes estrategias, que liberan al cerebro de continuamente controlar el balance, dando independencia a los músculos envueltos en éste. Tales estrategias son:

Estrategia de Tobillo (Plano Sagital)

Esta estrategia descrita por Nashner se usa al estar el sujeto en bipedestación y al recibir pequeñas perturbaciones de su equilibrio. Al estar bien apoyados los pies en el suelo se puede utilizar el brazo de palanca del conjunto del pie situando su eje de rotación a nivel de la articulación tibiotarsiana, comportándose como un péndulo invertido. (*Nashner, 1976 & 1989; Winter, 1995 & 2003, Kandell, 2000, Gagey, 2001*). Como la vertical de gravedad cae siempre por delante del eje de los tobillos, el peso del cuerpo crea un par mecánico alrededor de éste, que tiende siempre a hacer caer al individuo hacia delante. Los músculos posteriores de las piernas ejercen un par mecánico igual y de sentido contrario que impiden esta caída (sinergia muscular). Los estudios electromiográficos muestran que estos músculos son los primeros en responder a una perturbación del equilibrio; después, los músculos del muslo, seguidos por las reacciones de los músculos de la cadera, siendo la secuencia motriz distoproximal. (*Gagey, 2001*). La estrategia de tobillo es efectiva al producirse una oscilación relativa antero-posterior, manteniendo el COG en su posición dentro de la base de soporte (*Daubney & Culham, 1999*) (Fig.2-A).

Estrategia de Cambio de Peso (Plano Frontal)

El balance medio-lateral puede controlarse utilizando esta estrategia, trasladando el peso del cuerpo desde una pierna hacia la otra. La articulación principal en esta estrategia es la cadera, que mueve el COG en un plano frontal, oponiendo la abducción/aducción con inversión/eversión de los tobillos (Fig. 2-B). En estudios con sujetos de edad se ha encontrado que hay un incremento de la amplitud del COP y una mayor frecuencia de esta señal en este plano, llevando a una mayor probabilidad de perder el balance (*Winter, 1995*).

Estrategia de Suspensión

La articulación principal en esta estrategia son las rodillas, como se muestra en la Fig. 2-C. Esta estrategia baja el COG del cuerpo abruptamente mediante la flexión de rodillas, con asociación de flexión de tobillos y cadera. Al bajar el COG aumenta la dificultad de mantener el balance dinámico, porque el cuerpo tiende a caerse por la inestabilidad de esta posición (*Wallman & Cols., 2002*).

Estrategia de Cadera

Otra estrategia también descrita por Nashner de control de balance y que actúa en todas las direcciones, usando la cadera y las fuerzas inerciales del tronco. En el caso en que los pies estén apoyados en un estrecho arco plantar o cuando la superficie de apoyo es inestable el sujeto adopta la movilización de la pelvis para mantener su vertical de gravedad dentro de los límites del polígono de sustentación. Los estudios EMG muestran que los glúteos son los primeros en responder a una alteración del equilibrio, volviéndose la secuencia motriz proximodistal (*Winter, 1995; Wallman & Cols., 2002; Gagey & Cols., 2001*). En contraste con la estrategia de tobillo, la estrategia de cadera es efectiva cuando ocurre un desplazamiento rápido del CoG, ya que produce una respuesta rápida en el tronco (*Wallman & Cols., 2002; Gagey & Cols., 2001*).

Diversos estudios han demostrado que los ancianos utilizan con mayor frecuencia la táctica de cadera, incluso cuando tienen los pies planos en el suelo. Por ese motivo hay que buscar las razones en los fenómenos de envejecimiento que perturban el funcionamiento intrínseco del sistema postural.

Envejecimiento y Balance

La degeneración en el sistema de control de balance a medida que se envejece es una condición patológica que ha forzado a realizar diversos estudios clínicos para entender los mecanismos del balance e intentar cuantificarlos de alguna manera, ya que los daños y pérdidas generalizadas de factores neurológicos, musculares y esqueléticos son sucesos que ocurren inevitablemente con el envejecimiento, trayendo consigo la pérdida del control de balance (*Wallmann & Cols., 2002*).

Con la edad varios de estos sistemas fisiológicos degeneran. Tanto las entradas sensoriales visuales, vestibulares y propioceptivas como también las estrategias de control motor y la velocidad con que se procesan y corrigen las respuestas posturales automáticas cuando ocurren desequilibrios (*Wallmann y cols., 2002*).

Muchos estudios y modelos han sugerido que frente a pequeñas perturbaciones del equilibrio la respuesta postural a éstos es disto-proximal (estrategia de tobillo), pero también se ha encontrado una gran incidencia en personas de más edad a desarrollar una secuencia próximo-distal, al igual que una co-contracción del grupo de músculos antagonistas de manera funcional para mantener la estabilidad en distintas situaciones. Mediante estudios de electromiografía se ha constatado que con la edad disminuye la respuesta muscular, reduciendo con ello la habilidad de responder efectiva y rápidamente a las pérdidas de balance. Estudios cinemáticos también han hecho su aporte afirmando que las respuestas posturales incluyen el movimientos de brazos para contribuir a la estabilidad del centro de masa (*Wallmann & Cols., 2002*). El componente motor con la edad pierde flexibilidad, y por lo tanto lleva a una estrategia de respuesta ineficiente. Los torques que producen sujetos jóvenes y mayores se ha demostrado que son equivalentes (*Chandler & Cols., 1990*).

En lo que respecta a los ajustes necesarios de esta información entrante, con la edad la rapidez con que se procesa ésta disminuye y además la capacidad de atención también se reduce, afectando así la respuesta neuromuscular en el balance, aumentando con ello la amplitud del CoP en comparación con los sujetos jóvenes (*Winter, 1995; Chandler & Cols., 1990*).

Síndrome de Dolor Lumbar Crónico

El Dolor Lumbar Crónico es el dolor que nace en la zona lumbar baja y que persiste en el tiempo. Este síndrome cobra importancia dado que la mayoría de la población presentará o habrá presentado alguna vez en su vida algún episodio de dolor lumbar.

Columna Vertebral

La Columna vertebral es una sucesión de pequeñas vértebras que sostienen el peso del cuerpo. Ella está dividida en cuatro secciones: región cervical, torácica, lumbar y sacra, siendo la columna lumbar la que posee las vértebras más gruesas de la columna. Tanto por su ubicación anatómica como por su condición en ellas recae la mayor parte del peso y tensión corporal.

Las vértebras están separadas entre sí por los discos intervertebrales, compuestos por una sustancia gelatinosa denominada núcleo pulposo, la cual está rodeada por una estructura fibrosa llamada anillo fibroso. El 80% del disco está compuesto de agua, lo que le da elasticidad.

Cada vértebra tiene un número de proyecciones óseas, conocidas como apófisis, las cuales dan inserción a los músculos de la espalda y actuando como pequeñas palancas que permitan a la columna flexionarse y rotar.

La estabilización de la columna se realiza por la actividad coordinada de diversos grupos musculares (*Ebenbichler, 2001*):

- ◆ Paravertebrales Poliarticulares (*Erectores Espinales Largos*): Equilibran cargas externas y minimizan las fuerzas sobre la columna.
- ◆ Paravetebrales Monoarticulares (*Multífidos, Rotadores Lumbares, Interespinales e Intertransversos*): Encargados de la estabilización interna
- ◆ *Abdominales y Diafragma*: Facilitan la presión dentro de la cavidad abdominal otorgando estabilidad.
- ◆ *Transverso del Abdomen*: Facilita la presión dentro de la fascia toracolumbar, otorgando estabilidad espinal y contribuyendo al control postural.

Aparte de la acción de los grupos musculares antes mencionados es necesario que estén presentes otros mecanismos que estabilicen esta función muscular, que son (*Ebenbichler, 2001*):

- ❖ *Reflejo Ligamento-Muscular*: Actúa al estimularse los mecanorreceptores presentes en los ligamentos espinales, discos y cápsula articular. Al recoger los cambios propioceptivos y nociceptivos gatillan la activación de la musculatura estabilizadora articular requerida.
- ❖ *Tono Muscular*: Resultante del control gama-mtn y que es más eficiente en la musculatura profunda.
- ❖ *Co-contracción*: Activación simultánea de agonistas y antagonistas, que permiten el control del equilibrio espinal y estabilidad mecánica, demostrándose que en pacientes con SDL, el control de la estabilidad espinal otorgada por la cocontracción es menor.
- ❖ *Contracciones musculares preprogramadas*: Contracción estabilizadora de tronco antes de mover los miembros.

Uno de los aspectos que pueden alterar la compleja función muscular y ligamentosa de la columna es la presencia de dolor y sus consecuencias de hiperactivación e inhibición muscular (*Mense, 1993*).

Etiología, Biomecánica y Duración del Dolor Lumbar

Las causas del dolor lumbar son muy variadas, siendo el 85% de ellas de causa desconocida. Generalmente se localizan en la región de contacto del hueso con el disco, pudiendo ocurrir lesiones y pequeñas fracturas. Es probable que el mal acondicionamiento y la acción mecánica defectuosa produzcan la mayor parte del dolor al movimiento. Los músculos abdominales débiles imponen una gran tensión sobre los discos y contribuyen a una mayor lordosis (*Armijo y col. 2002; Youdas & Cols, 2000; Pope & Cols., 1985; Sapag, 1987*).

Generalmente el tipo de dolor lumbar que enfrenta el médico es de origen mecánico por la sobrecarga de estructuras sanas en la columna sana y que responden con dolor. La sobrecarga produce dolor en aquellas estructuras capaces de percibir esta sensación. Es muy importante saber que no se ha demostrado que el disco sea el sitio de producción del

dolor: se sospecha que solo la parte posterior del anillo discal podrá percibir cambios que despiertan dolor. La sobrecarga, como causa del dolor lumbar, se da en forma muy generalizada en el vicio postural (hiperlordosis, carga en compresión), sobrepeso y tensión nerviosa (*Krusen y col. 2000 y Sapag, 1987*).

Analizando la acción ligamentosa según la postura que adopte un individuo cualquiera, encontramos que si adopta una posición con una disminución de la curvatura lordótica, vamos a tener el centro de gravedad desplazado a posterior, la articulación coxofemoral se encontrará más a posterior del centro de gravedad disminuyendo su brazo de palanca, por lo que la acción de los ligamentos se verá necesariamente aumentada en su afán de mantener la estabilidad de la nueva posición. Esto aumenta el riesgo de provocar una lesión de dichas estructuras y por ende generar dolor en la región lumbar.

A diferencia del lumbago e columna sana, el que se da en columna enferma se relaciona con variadas patologías, aunque son menos frecuentes que las del grupo anterior. Tanto patologías como la Espondilolistesis, la Artrosis, Artritis Reumatoidea, Escoliosis o Tumores son causas de dolor lumbar, etc. A veces el dolor lumbar puede ser causado por problemas en otros órganos cercanos a la columna, llamándose así *Dolor Reflejo*. Estas circunstancias pueden incluir úlceras, enfermedades del riñón, arterias colapsadas e infecciones crónicas pélvicas o del útero en mujeres.

La flexión incorrecta, al inclinarse o levantar objetos pesados producen la gran mayoría de las lesiones lumbares. Las torsiones rotatorias en flexión exigen mucho a las fibras anulares, las cuales tienen capacidad de extensión limitada, rompiéndose al ser sobre exigidas y en última instancia darán un escape del núcleo pulposo hacia el anillo circundante. Si al intentar extender la columna a partir de la posición flexionada, esta extensión de la lordosis lumbar ocurre antes de desrotar la pelvis, las apófisis articulares se pueden trabar o desgarrar las fibras anulares del disco, pudiendo aparecer dolor con radiculitis o sin ella (*Krusen y col., 2000*)

La columna vertebral se mueve de forma integrada específica por la alineación de las apófisis articulares, limitaciones ligamentosas y mecanismos neuromusculares. Para permitir movimientos sin dolor las actividades diarias no deben exceder estas limitaciones. La columna normal se articula coordinadamente de la siguiente forma:

- La columna lumbar se flexiona y extiende por el plano de las apófisis articulares. En la flexión hacia delante los músculos sacroespinales se alargan activamente hasta que se ha alcanzado una flexión completa, donde los músculos dejan de contraerse excéntricamente, probablemente por impulsos inhibitorios que surgen de los ligamentos vertebrales (punto crítico).
- La flexión hacia delante ocurre en el punto de inversión de la lordosis lumbar, estando limitada por los ligamentos supraespinosos por detrás y por las fibras posteriores del anillo fibroso.
- Los músculos erectores de la columna se alargan excéntricamente para desacelerar de forma gradual la flexión anterior y contraerse de forma suave concéntricamente para recuperar la postura lordótica erecta.

Como resultado de su alineación, las apófisis articulares de la columna lumbar impiden el movimiento lateral y rotatorio de la unidad funcional en posición erecta o hiperextendida, pero en flexión las apófisis articulares se separan y de ese modo ponen toda la tensión de la torsión rotatoria sobre las fibras anulares. El movimiento rotatorio en la postura flexionada es un factor importante en la herniación y degeneración discal. *(Krusen y col. 2000)*

El dolor lumbar puede ser agudo, crónico o crónico reagudizado, según el tiempo de duración. Comúnmente de diagnóstica como aguda si éste dura menos de un mes y no es causado por condiciones médicas serias, desapareciendo en la mayoría de los casos en pocos días. Si el dolor persiste después de tres meses, éste es considerado como dolor lumbar crónico. Es crónico reagudizado si presenta cuadros de dolor lumbar a repetición, sea leve o moderado en intensidad.

Las aferencias musculares quimiosensitivas despolarizadas por inflamación, isquemia o dolor pueden provocar mayor dolor, perturbando la propiocepción y el control motor a través de la alteración del sistema motor gamma que es capaz de modificar la tensión muscular y perpetuar las aferencias dolorosas. Se ha demostrado una disminución propioceptiva de los músculos espinales en pacientes con dolor lumbar y esto se debe posiblemente a la disminución de inputs de los husos musculares y a su deficiente integración central (*Oyarzo & Villagrán, 2004*)

Se postula que la permanencia del dolor crónico produce cambios en el SNC y SNP, entre los cambios que produce en el sistema periférico están la sensibilización de neuronas periféricas, activación de nociceptores, inervación colateral, entre otros. Entre los cambios que se producen a nivel Central está la hiperexcitabilidad de neuronas centrales, reorganización de conexiones sinápticas en la médula espinal, desinhibición de la actividad tónica inhibitoria descendente y la reorganización del mapa cortical somatotópico (*Ashburn M, 1999*).

Factores de Riesgo del Dolor Lumbar

Los factores relacionados con el síndrome de dolor lumbar son variados. Entre los que se conocen nombraremos los siguientes:

- *Edad*: Luego de los 30 años los discos intervertebrales comienzan a deteriorarse por causas degenerativas. Los discos pierden agua y comienzan a encogerse, aumentando el riesgo de sufrir estenosis. La osteoporosis y osteoartritis son muy comunes en etapas avanzadas de la vida, aumentando por ende la incidencia del dolor lumbar en mujeres en el periodo de la menopausia. (*Armijo y col., 2002*)
- *Estilo de Vida*: Las personas sedentarias a menudo presentan un alto riesgo de sufrir dolor lumbar, especialmente cuando desarrollan actividades físicas a las que no están acostumbrados. La falta de ejercicio está asociada con problemas de Obesidad, lo que aumenta el peso sobre la columna, incrementa la presión sobre los discos

intervertebrales, afecta la flexibilidad de los músculos, etc. (*Armijo y col., 2002 y Sapag, 1987*).

- *Ejercicio Inapropiado*: Los ejercicios inapropiados y la poca atención en los ejercicios mecánicos pueden ser el origen de problemas repentinos. Un ejercicio intenso, con alto impacto, y durante mucho tiempo puede aumentar el riesgo de la enfermedad degenerativa del disco.
- *Trabajos de alto riesgo*: Aquellos trabajos que incluyen levantar pesos o realizar movimientos forzados, flectar y rotar en posiciones difíciles, y vibraciones en todo el cuerpo (maquinas escavadoras) ponen a los trabajadores en riesgo de sufrir dolor lumbar. Mientras más tiempo esté expuesta la persona a esa labor aumenta el riesgo de SDL. (*Armijo y col., 2002 y Sapag, 1987*)
- *Factores Emocionales*: Muchas veces el miedo al dolor imposibilita más que el dolor en sí mismo. Por tanto, los factores psicológicos y sociales juegan un papel muy importante en la mejoría. Muchas veces la insatisfacción laboral y las depresiones se relacionan con el SDL.
- *Tabaco*: Los fumadores tienen más riesgo de sufrir problemas lumbares, tanto por la disminución de la circulación sanguínea que le tabaco produce como por el insaludable nivel de vida (*Armijo y col., 2002*)
- *Embarazo*: Las mujeres embarazadas son más propensas a sufrir dolor lumbar (50 % de ellas) debido al cambios de posición de los órganos abdominales, la redistribución de peso y el desgaste de los ligamentos de la región de la pelvis (*Sarmiento, 1991*)

Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y Postura

Al estar dañada la región lumbar puede causar una disfunción en el balance como resultado de dos interrupciones primarias del mecanismo fisiológico que controla el balance:

- Aferencias sensoriales, como la propiocepción, que al alterarse resulta en una deficiencia en el sistema somatosensorial.

- Las respuestas motoras pueden verse distorsionadas debido al daño en la fuerza muscular, coordinación motora o degradación somatosensorial.

Estas interrupciones en el sistema de control de balance pueden conducir a una respuesta postural anormal, tiempos de reacción anormales o inestabilidad (*Alexander-Kinney, 1998; Gagey & Cols., 2001; Luoto, 1998*).

En estudios realizados en los noventa han dejado claro la incidencia de las lumbalgias en la perturbación de la integración de las aferencias plantares y visuales del sistema postural fino. Cuando se constata, a cualquier nivel del eje corporal, una restricción de la movilidad articular, es aconsejable verificar que la disfunción propioceptiva, que acompaña necesariamente este bloqueo articular, no modifique la eficacia de las manipulaciones de las entradas del sistema postural (*Gagey, 2001; Shumway-Cook & Woollacott, 2001*). Variados estudios han constatado la importancia de la propiocepción en el control postural, afirmando que éste se ve afectado en patologías dolorosas como el SDL, que compromete diversas estructuras de la columna lumbar y estimula nervios nociceptivos (sensitivos al dolor) de ésta. Los mecanismos por los cuales estimula estas terminaciones pueden ser químicos (inflamatorios) o de irritación mecánica (tensión de los nociceptores al movimiento) (*Gill, 1998*).

Cualquier disfunción propioceptiva a distintos niveles de la columna o cualquier lesión vertebral son susceptibles a descompensar el control postural normal, observándose que los sujetos con dolor lumbar tienen un retardo en la acción de la musculatura estabilizadora vertebral (*Gill, 1998, Hodges, 2001*). Se ha evidenciado que la reacción sicomotora es más lenta en pacientes crónicos (*Luoto, 1999*) como también los tiempos de reacción muscular abdominal y espinal. En pacientes la respuesta del transverso del abdomen está retardada, indicando un déficit en el control motor, lo que provoca una pérdida de estabilidad y por lo tanto, un aumento de la posibilidad de daño. Además se ha constatado que ante un aumento en la complejidad de una tarea motora, la respuesta normal (en la cual el tiempo de reacción del transverso se mantiene, mientras los otros abdominales y músculos primarios se retardan), se modifica, ya que el tiempo de reacción del transverso también se hace más lenta (*Hodges, 2001; Oyarzo Villagrán, 2004*).

Investigaciones de Byl-Sinnott han demostrado que los pacientes que sufren de SDLC tienen una mayor oscilación postural comparado con sujetos controles al estar en una posición de bipedestación. (Byl & Sinnott, 1988). Las diferencias significativas de éstos pacientes con SDLC se dan específicamente en la dirección medio-lateral del COP, sobretodo al eliminar la aferencia visual. Y además agregar una tarea cognitiva al momento de evaluar ésta oscilación. Por otra parte, Alexander- Kinney han encontrado en su estudio que los sujetos con SDLC tienen un mayor desplazamiento antero-posterior de la excursión de su COP en la fase de ojos abiertos, mientras que al eliminar la aferencia visual también se encontraría gran oscilación antero-posterior como también medio-lateral, tal como también lo afirma Byl-Sinnott (Alexander & Kinney LaPier, 1998). La acentuación de la pérdida de balance con ojos cerrados se explicaría por las mayor exigencia que esto provocaría en el paciente, ya que al tener su sistema propioceptivo alterado y la velocidad de reacción más lenta es más proclive a tener peor control postural.

En los estudios anteriores, todos los sujetos con SDLC presentaban un relativo nivel de dolor y mínimas funciones de la vida diaria perdidas, lo cual fue evaluado mediante el cuestionario de Oswestry (Fig. 10). Así mismo su balance estático presentó diferencias al compararlo con los sujetos sin dolor (controles). Este resultado se asemeja a pacientes con esguince crónico de tobillo, en los que su propiocepción provee información inexacta al SNC, causando daños en el control postural. Los mecanorreceptores de las facetas y del tejido blando periférico a la columna puede del mismo modo verse afectada frente a una injuria lumbar (Hols & Cols., 2002; Alexander and Kinney LaPier, 1998).

En nuestro estudio los pacientes fueron evaluados mediante el cuestionario de Oswestry, obteniendo todos una leve a moderada pérdida de las actividades de la vida diaria a causa del dolor lumbar (Ver Tabla 1).

Es posible que aquellos pacientes que tienen mucho dolor o una funcionalidad muy deteriorada puedan presentar daños aun más severos en su balance estático, resultando así en una mayor oscilación postural, continuos desbalances musculares, dolor crónico y mayor disfunción (Alexander and Kinney LaPier, 1998).

En cuanto a diferencia entre sexos en un estudio de Luoto se consideran las diferencias entre sexos, encontrando sólo significancia entre mujeres con dolor severo a moderado, pero para la prueba convencional en bipedestación los resultados fueron independientes del género (*Luoto, 1998*). El mismo resultado arrojó las investigaciones de Chandler y sus colaboradores, no encontrando diferencias significativas entre hombres y mujeres (*Chandler & Cols., 1990*)

La alteración del control postural no sólo ha demostrado estar presente en el SDL, sino que también existiría un efecto de sumatoria en el tiempo. Se han sometido a estudios pacientes en proceso de rehabilitación y observándose que aquellos que no mejoraron empeoraron su control postural, lo que parece demostrar que al prolongarse la enfermedad, ocurre un mayor deterioro. Siendo la disminución de la fuerza, resistencia y movilidad en el tiempo lo que produce la disminución en la coordinación y reclutamiento eficiente de la musculatura estabilizadora (*Luoto, 1998*); pudiendo con esto ser factible la predicción del SDL al evaluar el control postural. Guillamon, demostró que sujetos con SDL, en la medida que se recuperaron de su dolor, mejoraron su balance, ya que la propiocepción mejora con la disminución del dolor, pero aparentemente la compleja tarea de integración sensorial y motora que gobiernan el CP requiere más tiempo de recuperación (*Gagey & Cols., 1999*).

Recientemente, Mok agregó al conocimiento del control postural asociado al SDL, que los pacientes tienen dificultad para iniciar y controlar la estrategia de cadera, lo que indica un déficit del CP e hipotetizó que se debe a una alteración en el control muscular y propioceptivo (*Mok, 2004*)

Posturografía

La Posturografía permite definir objetivamente la posición media del cuerpo y medir los pequeños movimientos que sufre alrededor de la posición bípeda (dispersión). La plataforma mide físicamente la posición del centro de presión (CoP), es decir el punto de aplicación de las fuerzas de reacción que se oponen al desplazamiento de la plataforma bajo el impulso de la masa corporal. La dispersión no significa medir su “equilibrio”, sino su

estabilidad, ya que esta última es la propiedad de un cuerpo apartado de su equilibrio de volver a su estado (*Gagey & Cols., 2001*).

La plataforma mide cómo se estabiliza un sujeto en su ambiente. Para que los resultados sean comparables, no solo la plataforma debe estar normalizada, sino también el ambiente, y especialmente el visual. El ambiente auditivo tampoco debe desviar la atención del individuo explorado, ya que el nivel de vigilia desempeña un importante papel en la respuesta postural (*Wallmann & Cols., 2002*).

Existen registros normalizados con ojos abiertos y cerrados ya que son las condiciones más utilizadas para comparar la respuesta del sujeto evaluado con poblaciones normales. Todos los individuos cambian de táctica cuando cierran los ojos, siendo mucho menos preciso el control de las oscilaciones (*Fransson & Cols., 2000*). El sujeto se inclina sobretodo hacia delante, para aumentar su margen de seguridad (*Gagey & Cols, 2001; Oyarzo y Villagrán, 2004*)

El posturógrafo inscribe las posiciones sucesivas enmarcadas del centro de presión (CoP) en relación con una referencia cuyo origen se sitúa en el baricentro del polígono de sustentación (Fig.4).

Otro diagrama que expresa las oscilaciones es en coordenadas, que registra las sucesivas posiciones del centro de presión, descritas en las ordenadas en función del tiempo, detallado en las abscisas, teniendo entonces dos gráficos: uno para las X (movimientos derecha-izquierda) y otro para las Y (movimiento anterior-posterior) (Fig. 5). Otra manera de expresar los resultados está dado por un gráfico de barras (Fig 6). Cada banda del gráfico corresponde a la energía utilizada en los rangos de frecuencia donde oscila la postura, dándonos rápidamente una evaluación de la energía gastada por el sujeto para controlar su postura bípeda a diferentes frecuencias. Luego se expondrán más detalles en diseño y métodos. Los resultados que arroja el examen posturográfico se resumen en la Fig. 11 (Apéndice), donde la primera parte muestra los resultados de un sujeto control y el segundo esquema los resultados de un paciente con SDLC.

La posturografía cuantifica las oscilaciones de frecuencias y amplitudes diferentes, difíciles de diferenciar porque se representan en forma azarosa. Se pueden separar y ordenar estas diferentes oscilaciones por orden de frecuencia dando a cada una su amplitud, determinando así la energía relativa de cada componente. Esta técnica muy general se conoce con el nombre de Análisis de Fourier. Este sistema permite leer muy claramente la amplitud de las oscilaciones posturales según su frecuencia, lo cual no permite la representación del posturografo. Su inconveniente es que no señalan cuando una señal muestra una característica particular, ya que si en un determinado tiempo la frecuencia varía drásticamente, la transformada de Fourier (FT) barrerá completamente en el dominio del tiempo, eliminando cualquier característica específica de la señal. Por éste motivo, éste sistema es adecuado sólo si se quiere analizar señales donde todas las características en la señal están aproximadamente en la misma escala. Otro inconveniente de éste tipo de análisis es que muestra un gran componente de energía en las frecuencias bajas de los datos posturográficos, por lo que no es posible determinar con exactitud cual es la real contribución de frecuencias a este nivel (Fig. 7) (*Gagey & Cols., 2001*).

Por lo expuesto anteriormente, para nuestro estudio hemos adoptado el análisis de Wavelet que consideramos más apropiado, ya que presenta mejor resolución temporal y de frecuencia. En las señales posturográficas se determina la cantidad de energía utilizada en los rangos de frecuencia de 4 Hz, 2 Hz, 1 Hz, 0.5Hz, 0.25Hz, 0.125Hz y 0.0625Hz, ya que se conocen éstas como el espectro en donde oscila el CoP del hombre en bipedestación. Las frecuencias que oscilan entre 0 - 0,5 representan las oscilaciones del CoP del individuo y la experiencia y estudios muestran que sólo ellas están controladas. Las bandas de frecuencia de 0,5 – 1,5, reflejan la energía muscular comprometida en la recuperación del equilibrio, por lo tanto expresan una mayor utilización de energía.

HIPÓTESIS

H0: No existen diferencias en el comportamiento del centro de presión entre los pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico (SDLC) y grupo control.

H1: Existen diferencias en el comportamiento del centro de presión entre pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico (SDLC) y grupo control.

OBJETIVOS

- Generales

- Evaluar el comportamiento del Centro de Presión en sujetos con Diagnóstico de Síndrome de Dolor Lumbar Crónico y un grupo control utilizando análisis tiempo – frecuencia.
- Establecer en que rangos de frecuencia predomina la energía en los sujetos con síndrome de dolor lumbar.

- Específicos

- Evaluar cuantitativamente la oscilación del centro de presión en sujetos con SDLC.
- Evaluar cuantitativamente la oscilación del centro de presión en sujetos del grupo control.
- Establecer la demanda energética para cada test.
- Establecer patrones de comportamiento de la migración del centro de presión para sujetos con SDLC.
- Establecer los índices de Romber entre los sujetos con SDLC y el grupo control.

MATERIALES Y MÉTODOS

- ***Población en estudio***

Seleccionaremos una muestra total de 42 participantes tanto hombres como mujeres, de los cuales 22 (2 hombres y 20 mujeres) corresponden a pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico provenientes del área de rehabilitación del CDT San José de la Región Metropolitana, en tanto que los 20 restantes (7 hombres y 13 mujeres) corresponderán a un grupo control extraído del grupo de funcionarios del Hospital del Trabajador de la Región Metropolitana.

- ***Procedimientos de obtención y descripción de la muestra***

Aquellos sujetos con diagnóstico de SDLC no deberán haber recibido tratamiento recientemente, sino que actualmente fueron derivados y diagnosticados en el centro. Nuestra muestra es no probabilística por las condiciones que buscamos en la muestra en estudio (criterios de inclusión y exclusión).

- ***Diseño de la investigación***

Nuestro estudio es No Experimental de tipo Transeccional, de carácter descriptivo y correlacional.

- ***Criterios de inclusión y exclusión.***

Inclusión para el grupo experimental:

- Los pacientes reclutados deberán exceder una data de tres meses de duración de SDL y no deberán haber recibido tratamiento reciente en el centro del que deriven.
- El rango de edad es superior a 40 años e inferior a 70 años.

Exclusión para el grupo experimental y control:

- Antecedentes de accidente traumático de tobillo, rodilla o cadera dentro del último año previo a la realización de las mediciones.

- Pacientes con alteraciones neurológicas, vestibulares y / o visuales no corregidas.
 - Fumadores y / o alcohólicos.
 - Diabéticos.
 - Pacientes con cirugía espinal.
 - Mareos o caídas inexplicables durante los últimos seis meses.
 - No presentar extremidades inferiores patológicas (como reemplazo de articulaciones, disminución sensitiva o daño músculoesqueléticos no resueltos).
 - Desórdenes de tipo psiquiátricos.
 - Alteraciones cardiovasculares.
 - Desórdenes metabólicos incontrolables
 - Escoliosis moderada a severa (superior a los 25° de desviación)
-
- ***Descripción de los procedimientos para la obtención de datos:***

Mediante un consentimiento informado ambas muestras accederán voluntariamente a participar en este estudio, previo a ello firmarán tal poder antes de integrarse a éste (*Fig. 8*). Luego se procederá a interrogar a ambas muestras mediante un cuestionario modificado de Evaluación Postural creado por Kendall (*Fig. 9*).

Ambos grupos serán evaluados en una plataforma posturográfica. (Artificio, validada por el departamento de neurobiología de la Universidad de Chile), la cual cuenta con un protocolo de evaluación de tres subtest de treinta segundos cada uno. El paciente debe mantenerse erguido sobre ambos pies desnudos, con talones separados, pies a 30° y descalzos, con brazos al costado y relajado. Se evaluará 90 segundos en total. Existirá una prueba de aprendizaje previo al test definitivo. Los primeros treinta segundos se solicitará a los pacientes que minimicen un vector central en una pantalla de computador donde el origen del vector coincide con el Centro de Presión (CoP) del sujeto. Los 30 segundos posteriores, el paciente recibirá una señal visual de tal manera que fije su mirada al frente. El paciente deberá mantenerse en posición bípeda sólo recibiendo información ambiental.

Y los últimos 30 segundos se le solicitará al paciente que mantenga la posición bípeda y que simultáneamente cierre los ojos.

Durante el test se mantendrá un ambiente de silencio para no perturbar la atención del paciente, ya que se ha demostrado que frente a influencias cognitivas varía el control postural de los sujetos medidos (*Wallmann, 2002*).

Los datos serán capturados y posteriormente serán almacenados en computador. El procesamiento de los datos contemplan los siguientes procesamientos:

- 1.- Análisis de traslaciones antero-posteriores y per-laterales.
- 2.- Análisis cualitativo de la migración del centro de presión.(CoP)
- 3.- Análisis de frecuencia en las distintas bandas con Wavelet análisis
- 4.- Cálculo de índice de Romber.

Para el análisis de frecuencia se utilizará la herramienta matemática denominada transformada de Wavelet. (wavelet transform.) Esta transformada determina la cantidad de energía utilizada en distintos rangos de frecuencias. Con el Índice de Romber sabremos la incidencia de la entrada visual en el control postural

Aquellos sujetos con SDLC se evaluarán previamente mediante escalas y cuestionarios para lograr una uniformidad en la evaluación de los siguientes aspectos:

- **Intensidad del Dolor:** Mediante Escala estandarizada de ECN (Escala Categoría Numérica), que va desde 0 hasta 10. Mientras mayor es el número mayor será el dolor.
- **Grado de Incapacidad Física:** Utilizándose el cuestionario validado de Oswestry, el que incluye 13 secciones que mediante un cuestionario de preguntas intenta reportar el grado de discapacidad del paciente con SDLC (*Mientjes y col., 1999*). En nuestro estudio aplicamos el cuestionario de manera modificada, excluyendo la sexta pregunta relacionada con la vida sexual, ya que muchos de los pacientes evaluados no tenían vida sexual por diversos motivos no relacionados con el dolor

lumbar, por lo que se prefirió excluir esa pregunta para homogeneizar los resultados (Fig. 10). Por lo tanto, para calcular el porcentaje de discapacidad se calcula el número total de puntaje de todos los ítems y se divide por 45 (no 50 por el hecho de haber sacado el sexto ítem) y luego se multiplica por 100 (Farbank & Cols, 2000). En nuestro estudio sólo incluimos aquellos pacientes que tuvieran un Índice de Oswestry menor al 50% de incapacidad, por lo que se excluyó una paciente de la muestra por presentar un elevado nivel en el test (75%)

Análisis de datos:

Los datos de la evaluación posturográfica serán usados para calcular las medidas de posición.

- ***Variables***

- *Independientes:*

- Síndrome de Dolor Lumbar Crónico

- *Dependiente:*

- Centro de Presión

- *Desconcertantes:*

- Malos Hábitos Posturales
- Nivel de Actividades Domésticas
- Tipo de domicilio

- ***Definición Conceptual de las variables:***

- **Síndrome de Dolor Lumbar Crónico:** Corresponde a un dolor localizado o con irradiación esclerotómica. La cronicidad se debe a un tiempo superior a tres meses desde su aparición o crónico reagudizado (si presenta cuadros de dolor lumbar a repetición, sea leve o moderado en intensidad).

- **Centro de Presión:** Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso. Suele expresarse en Hertz, donde un hertz corresponde a un ciclo por segundo.

- **Malos Hábitos Posturales:** Postura fisiológicamente incorrecta que se puede presentar como dos modalidades: Malos hábitos durante los años de desarrollo, donde los hábitos se inculcan de manera gradual y se aceptan de forma subconsciente como “normales”. Son posibles de modificar y corregir mediante la reeducación. La otra modalidad es un hábito asténico o deformación tipo, propia de los adolescentes y donde la acción de la gravedad actúa de manera importante sobre la postura.

- **Nivel de Actividades Domésticas:** Labores desempeñadas dentro del domicilio del sujeto y que se clasifican en tres tipos: pesada, cuando el sujeto realiza actividades de levantar pesos sobre un sesenta por ciento (60%) de su peso corporal; moderadas, cuando el sujeto levanta pesos entre un veinte y cuarenta por ciento (20% y 40%) de su peso corporal y; livianas, donde el sujeto levanta pesos bajo el veinte por ciento de su peso corporal (20%).

- **Tipo de domicilio:** Lugar físico de residencia del sujeto y características propias del inmueble.

- ***Definición operacional de las variables:***

- **Síndrome de Dolor Lumbar Crónico:** Dolor medible mediante escala numérica e Índice de Discapacidad de Oswestry (modificado).

- **CoP:** Punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo, el cual oscila y se cuantifica según frecuencia en 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 1, 2 y 4 hz.

RESULTADOS

Dentro de las mediciones consideramos la Energía Total Promedio (ETP) empleada por los pacientes y controles, comparándolos en cada fase de la posturografía (seguimiento, vista al frente y ojos cerrados).

Por otro lado, comparamos el Índice de Romber modificado, el cual es producto de una relación entre las fases vista al frente y ojos cerrados, y los comparamos para la población con SDLC y los controles.

Siguiendo con las mediciones, realizamos el cálculo de los componentes antero-posteriores y medio-laterales del CoP. Esto nos permitiría saber si ambos grupos orientaban preferentemente su CoP hacia el plano Sagital (componente antero-posterior) o hacia el plano frontal (componente medio-lateral).

Por último realizamos algunas correlaciones que podrían explicar los resultados. Correlacionamos las variables de edad, el Índice de Masa Corporal y el Índice de discapacidad de Oswestry con la energía implicada en la mantención de la postura.

Para todos estos análisis empleamos una t student paramétrica para poblaciones independientes. Para lo cual requeríamos de una igualdad de varianzas y de una normalidad de los datos. Este último requisito no era imprescindible dado que el hecho comparar promedios permite con una prueba consistente medir incluso en presencia de poblaciones anormales.

Comparación de Energía total promedio (ETP) en la Fase Seguimiento.

Las pruebas se realizaron con un p value de 0,05, lo que representa una confianza del 95%. Las diferencias entre ambos grupos resultaron ser no significativas en cuanto a comparación de energía total promedio entre controles y SDLC para la fase de seguimiento (*Ver Gráfico 1*).

Comparación de Energía total promedio (ETP) en la Fase Vista al Frente

La diferencia de energía total promedio para controles y SDLC resultó ser no significativa en la fase de vista al frente (*Ver Gráfico 2*).

Comparación de Energía total promedio (ETP) en la Fase Ojos Cerrados

En la evaluación, según la t student, nos encontramos con una diferencia significativa en cuanto a energía total promedio empleada por el grupo de SDLC que resultó estadísticamente mayor que la empleada por los controles (*Ver Gráfico 4*).

Comparación de Energía total promedio (ETP) en la Fase Ojos Cerrados por cada rango de Frecuencias.

Según el hallazgo anterior realizamos un análisis de energía total promedio por bandas de frecuencia consideradas por nuestro estudio (1/16 Hz, 1/8 Hz, 1/4 Hz, 1/2 Hz, 1 Hz, 2 Hz y 4 Hz) para constatar donde radica la diferencia apreciada anteriormente. Según dicho análisis descriptivo, encontramos lo siguiente (*Ver Gráfico 4*):

- Para la banda de 4 Hz los resultados no muestran diferencias significativas en el consumo de energía total promedio ($p < 0,05$).
- Para la banda de 2 Hz se consignaron varianzas desiguales, lo que nos obligó a emplear una t student modificada no paramétrica. Los resultados, sin embargo, no difieren significativamente ($p < 0,05$).
- Para la banda de 1 Hz tampoco existieron resultados significativos ($p < 0,05$).
- Para la banda de 1/2 Hz los resultados no mostraron significativas diferencias ($p < 0,05$).
- Para la banda de 1/4 Hz los resultados no mostraron diferencias significativas ($p < 0,05$).
- Para la banda de 1/8 Hz los resultados no arrojaron diferencias significativas.
- Por último, para la banda de 1/16 Hz, los resultados nos mostraron una diferencia significativa en cuanto a la energía total promedio empleada por los

pacientes con SDLC, quienes requirieron una mayor cantidad de energía al compararlo con nuestros controles sanos ($p < 0,05$).

El Índice de Romber modificado, fue calculado y comparado para ambas poblaciones en estudio. Los resultados concluyen una leve tendencia a un mayor Índice de Romber modificado (IRM) en los pacientes con SDLC, sin embargo, esta diferencia no es estadísticamente significativa (*Ver Gráfico 5*).

En la medición de los componentes antero-posterior y medio lateral del CoP para la fase ojos cerrados, los resultados confirman lo señalado Mok (*Mok & Cols, 2004*), encontrándose en ambos grupos un mayor componente antero posterior (*Ver Gráfico 6*). Las diferencias para la estrategia de tobillo entre ambos grupos resultaron significativas a la estadística. Según este análisis los pacientes con SDLC emplean significativamente una mayor estrategia de tobillo que los controles. La estrategia de cadera, por su parte, resultó ser significativamente mayor empleada por los controles.

Para tener un mayor control de las variables que pueden alterar o interferir dentro de nuestros resultados, nos propusimos correlacionar ciertas variables que en estudios similares han aportado diversidad de resultados. Estas variables corresponden a la edad, el Índice de Masa Corporal (IMC) y el Índice de discapacidad de Oswestry (*Ver Gráficos 7, 8 y 9*). Empleamos como herramienta de medición una Matriz de Correlación.

El gráfico de correlación nos indica que no existe relación entre la edad y la energía total promedio empleada. Luego correlacionamos el IMC de ambas muestras, esperando obtener distintas cantidades de energía empleada en la postura a distintos porcentajes de masa corporal. Sin embargo, no registramos diferencias significativas. Por último, correlacionamos los resultados obtenidos en el índice de Discapacidad de Oswestry con la energía total promedio (ET) empleada para mantener la postura, esperando que a mayor grado de discapacidad existiera un mayor gasto de energía. Los resultados corroboraron esta premisa, sin embargo desde el punto de vista estadístico no existieron significativas diferencias.

DISCUSIÓN

En la actualidad en nuestro país la evaluación de la postura se remite solamente a un concepto de simetría entre los segmentos corporales en los planos anatómicos, deduciendo que una buena alineación asume una buena postura. Sin duda estos parámetros resultan ampliamente subjetivos a la hora de cuantificar una alteración en la postura y van a variar necesariamente de un examinador a otro. Por ello es tan importante integrar el uso de la posturografía como un examen complementario a la evaluación, el cual es preciso y objetivo en la medición de la postura. Por lo general los pacientes afectados de SDLC tienden a pertenecer a edades avanzadas de la vida, por lo que se hace aun más trascendente evaluar la postura en esta población que va en un progresivo aumento a nivel mundial.

Luego del análisis, hemos encontrado que los pacientes con SDLC presentan un mayor gasto de energía total promedio para mantener la postura. Sin embargo, las diferencias no fueron significativas a excepción de la fase de ojos cerrados, ya que al suprimir la aferencia visual se comprueba que el grupo de pacientes con SDLC emplea mayor energía para mantener su postura a causa de la deficiencia en su sistema propioceptivo. Este aumento de energía total promedio se da principalmente en las frecuencias bajas que considera el posturógrafo.

La estabilidad postural es fácil de perder al alterarse la fuerza, coordinación o efectivo funcionamiento de los músculos lumbares y pélvicos. Se ha demostrado que los programas de rehabilitación para estos pacientes mejoran las condiciones generales de los pacientes (*Luoto, 1995*), lo que cobraría aun más trascendencia a la hora de emplear el posturógrafo como una herramienta adecuada para el control postural del paciente con SDLC y su evolución en el tratamiento.

En un intento por explicar dicho aumento en el número de oscilaciones, realizamos un seguimiento a las variables: Edad, IMC y nivel de discapacidad de nuestra muestra (Oswestry), sin embargo, constituyeron sólo tendencias que ante la estadística no resultaron significativas.

Si bien la edad, en general y según nuestros resultados, no presenta una mayor correlación en lo que a postura se refiere, cabría destacar que efectivamente pacientes de mayor edad empleaban mayor cantidad de energía total promedio en cada fase de la posturografía. Habría que preguntarse si esta tendencia que resultó pobre a la estadística se ratificaría en otras condiciones, vale decir, en una muestra de mayor tamaño, en pacientes con un rango de edad más extremo, en presencia de distintas patologías o ante una medición más exacta empleando dos plataformas posturográficas.

Al realizar el cálculo del Índice de Masa Corporal (IMC), nuestro estudio no arrojó una variación insignificante desde el punto de vista estadístico. Quizás el IMC resulta una medición que no refleja de manera fiable el estado de la persona dado que sólo considera estatura y peso, dejando fuera variables tales como cantidad de masa muscular o cantidad de masa ósea lo que nos puede conducir a errores. Probablemente el Índice de Discapacidad de Oswestry no arrojó datos significantivos por el hecho que excluimos aquellos pacientes que presentaran un grado de discapacidad elevado (más del 50% de discapacidad), aunque quizás si hubiésemos dejado Índices extremos hubiese dado mayor correlación entre mayor ETP empleada para mantener la postura junto con un mayor grado de Discapacidad.

Cabe destacar que no todos los individuos con SDLC presentan más energía total promedio en comparación con los controles, indicando que este sólo procedimiento no puede ser usado siempre como método de medición para evaluación en dolor lumbar. (*Mientjies, 1999*)

Los resultados del desplazamiento del CoP mostraron estar preferentemente en el plano sagital, por lo que concluimos que la estrategia de tobillo es la más usada para mantener la postura en ambos grupos. Esto coincide plenamente con los estudios de Winter, relacionados con el modelo del péndulo invertido. En base a este punto, nuestros pacientes con SDLC tuvieron un mayor componente antero-posterior y un menor componente medio-lateral en comparación a los controles, lo que puede explicarse por estudios de Allum (*Allum & cols., 1998; Hols, 2002*), donde asevera que las entradas sensoriales de tronco y cadera asumen un rol preponderante a la hora de emplear una estrategia, ya sea de tobillo o

cadera. Si consideramos que los pacientes con SDLC sufren una alteración permanente en las aferencias precisamente de dicha zona, deberíamos encontrar que estos pacientes restringirían su uso de una estrategia de cadera, lo cual se ve corroborado con nuestros resultados, donde la estrategia empleada es preferentemente de tobillo ante un mínimo uso de la estrategia de cadera.

La evaluación en un solo pie según Luoto (*Luoto, 1995*) sería más sensible para evaluar la estabilidad postural en pacientes con SDLC, ya que el paciente se vería obligado a usar más la estrategia de cadera, lo que produciría mayor dolor en la columna lumbar en estos pacientes. Este test demanda mecanismos de control postural mayores que la bipedestación, siendo por lo tanto un test más sensible. Este podría ser uno de los aspectos interesantes de medir en una futura investigación. Según estudios (*Goldie, 1989*) la medición de las fuerzas horizontales son más sensibles para detectar los cambios posturales que medir el CoP en una plataforma. Quizás en un próximo estudio sería interesante llevar a cabo una medición con doble plataforma y de manera tridimensional para consignar el desplazamiento de todos los segmentos del cuerpo y ver la incidencia que tienen en el balance el torque de tobillo (*Winter, 2003*).

Creemos que el control postural debiera ser considerado en la rehabilitación del SDLC y también como un complemento de la evaluación de la misma.

CONCLUSIONES

- ❖ El CoP de la postura oscila en ambos grupos preferentemente en el plano sagital, lo que implica una mayor estrategia de tobillo y un desplazamiento antero-posterior. El cual se acentúa en los pacientes con SDLC.
- ❖ La energía total promedio empleada para mantener la postura en los pacientes con SDLC aumenta en la mayoría de las frecuencias evaluadas, sin embargo, en las bajas frecuencias es donde mayor diferencia significativa existió en relación a los controles.
- ❖ El subtest "Ojos Cerrados" mostró las más altas cantidades de Energía total promedio para mantener la postura.
- ❖ El índice de Romber modificado no reveló diferencias significativas entre ambos grupos.

Proyecciones:

Como dijimos en la discusión, consideramos que el posturógrafo es una herramienta muy útil tanto para la evaluación inicial del control postural en los sujetos con SDLC como también para hacer un seguimiento de la efectividad en el tratamiento de la patología. Nuestras limitaciones técnicas impidieron que evaluáramos la condición de apoyo monopodal, que probablemente contribuiría a aportar más detalles en éste estudio.

BIBLIOGRAFÍA

- **Alexander, Kathleen M. y Kinney LaPier, Tanya L,** 1998. “Difference in Static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain”; Journal Orthopedic Sports Physical Therapy **28** (6):378-383
- **Allum, J.H.Jy cols., “Hadders-Algra, M.** 1998. Propioceptive Control of Posture: A Review of New Concepts. Gait and Posture”; Junio **8**: 214-242
- **Armijo, Susan O. y cols.,** 2002. “Estudio de Casos: Efectividad de un protocolo Kinésico en pacientes con dolor lumbar crónico”; Revista Oficial del Colegio de Kinesiólogos de Chile; Junio, **67**: 41-45
- **Ashburn, M y Staats, P.,** 1999. “Manegement of Chronic Pain”; Lancet **353**: 1865-1869
- **Berube, Louise,** 1991. «Terminologie de neuropsychologie et de neurologie du comportement »- Montréal, Les Éditions de la Chenelière Inc. ; **176**: 90.
- **Byl Nies, Nancy y Sinnott, Patricia,** 1990. “Variations in Balance and Body Sway in Middle-Aged Adults”. Spine; Julio; **16**:325-330
- **Calderón, F.,** 1998. “Control nervioso del movimiento muscular. Funciones motoras del tallo encefálico y ganglios basales. Control cortical y cerebeloso de la función motora”. Fisiología del Ejercicio. Segunda Edición, Editorial Médica Panamericana.
- **Chandler, Julie y Cols.,** 1990. “Balance Performance on the postural stress test: Comparasion of youg adults, healthy elderly, and fallers”. Physical Therapy **70** (7): 410-415
- **Corriveau, Hélène y Cols.,** 2000. “Intrasession Reliability of the “Center of Pressure Mius Center of Mass” Variable of Postural Control in the Healthy Elderly”. Arch Phys Med Rehabil.; **81**:45-48
- **Corriveau, Hélène y Cols.,** 2001. “Postural Control in the Elderly: An Analysis of Test-Retest and Interrater Reliability of the COP-COM Variable”. Arch Phys Med Rehabil.; **82**:80-85
- **Daubney, Marguerite y Culham, Elsie.** 1999. “Lower-Extremity Muscle Force and Balance performance in Adults aged 65 years and Older”. Physical Therapy; **79** (12):1177-1185

- **Ebenbichler, G.**, 2001. "Sensory-motor of the lower back: Implications for rehabilitation". *Medicine Science in Sports Exercise*; **33**:1889-1898.
- **Fairbank, Jeremy y Pynsent, Paul**, 2000. "The Oswestry Disability Index". *Spine* **25** (22): 2940-2953
- **Fransson, P. Y Cols.**, 2000. « Methods for Evaluation of Postural Control Adaptation". *Gait and Posture*; Noviembre **12**: 14-24
- **Gagey, Pierre-Marie y Weber, Bernard.**, 2001. "Posturología: Regulación y Alteraciones de la Bipedestación". Primera edición. Editorial Masson.
- **Gasic, Miguel B.**, 1992. "Dolor Lumbar. Fundamentos clínicos y terapéuticos". *Boletín Hospital San Juan de Dios* **39** (4): 216-220
- **Giancoli, Douglas**, 1997. "Física, principios con aplicaciones". Cuarta edición, Editorial Prentice Hall, 295-331
- **Gill, Karl P. y Callaghan, Michael J.**, 1998. "The Measurement of Lumbar Proprioception in Individuals with and without Low Back Pain". *Spine*; **23** (3): 371-377
- **Goldie, Patricia A. Y Cols.**, 1989. "Force Platform Measures for evaluating postural control: reliability and validity". *Arch Phys Med Rehabil*; Julio **70**:510-517
- **Goic, Alejandro y Cols.**, 2002. "Semiología Médica". Segunda Edición, Editorial Mediterráneo, 152-157
- **Guic, Eliana y Cols.**, 2002. "Contribución de Factores Psicosociales a la cronicidad del Dolor Lumbar". *Revista Médica de Chile*; 130, **12**:1411-1418
- **Hernández J, Moreno**, 1985. "E. Epidemiología del dolor lumbar en pacientes de un policlínico general en Santiago, Chile". *Bol Oficina Sanit Panam*; **98**: 53-8.
- **Hodges, P.** 2001. "Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain". *Exp Brain Res*; **141**: 261-266.
- **Hols, Sten; Solomonow Moshe y cols.**, 2002. "Sensorimotor Control of the Spine". *Electromyography and Kinesiology*; **12**: 219-234
- **Hoppenfeld, Stanley**, 1979. "Exploración Física de la columna vertebral y las Extremidades". 16ª Edición, Editorial El Manual Moderno, 418-462
- **Horak F.** 1997. "Clinical assesment of balance disorders". *Gait-Posture* **6**: 76-84
- **Hunter, Megan C. y Hoffman, Mark A.**, 2001. "Postural Control: Visual ad Cognitive Manipulations". *Gait and Posture*; **13**: 41-48

- **Kandell, Eric R.** 2000. "Principles of Neural Science". Cuarta Edición; Editorial MacGraw-Hill; 41: 816-831
- **Kendall, Florence y Cols.,** 2000. "Músculos: Pruebas, Funciones y Dolor Postural". Cuarta Edición. Editorial Marban, 69-118
- **Kerr, Heather y Eng, Janice,** 2002. "Multidirectional Measures of Seated Postural Stability". Clinical Biomechanics; Junio, **17**: 555-557
- **Krusen, Kottke y Cols.,** 2000. "Medicina Física y Rehabilitación". Cuarta Edición, Editorial Médica Panamericana, 825-841;1204-1210
- **Loeser, J y Melzack, R.** 1999. "Pain: An overview". Lancet **353**: 1607-1609.
- **López, J. y Fernández A.,** 1998. "Fisiología del Ejercicio". Segunda Edición. Editorial Médica Panamericana, 79-84
- **Lovejoy, Owen C.** 2005. "The Natural History of Human Gait and Posture, Part 2. Hip and Thigh". Gait and Posture; **21**: 113-124
- **Luoto, Satu Y Cols.,** 1998. "One-Footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects". Spine; **23**; 19: 2081-2090
- **Luoto, BM.** 1999. "Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing". Spine **24**: 255-261.
- **Mense, S.** 1993. "Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain". Pain; **54**: 241-289.
- **Mientjes, M.I.V. y Frank, J.S;** 1999. "Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing"; Clinical Biomechanics; Abril, **14**: 710-716
- **Mok, NW; Brauer, SG; Hodges, PW.** 2004. "Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain". Spine; **11**: 107-112.
- **Morvidone M, Torresani B.** 2003. "Time scale approach for chirp detection". Int. J. of Wavelets **1**: 19-49.
- **Nardone Antonio y cols.,** 2000. "Postural Coordination in Elderly Subjects Standing on a Periodically Moving Platform". Arch Phys Med Rehabil; **81**: 1217-1223
- **Nashner, L.** 1976. "Adapting reflexes controlling the human posture". Exp. Brain Res **26**: 59-72

- **Nashner, L.** 1989. "Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance". *Balance*; **1**: 5-12.
- **Oyarzo, Claudio y Villagrán, Claudio.** 2004. "Control Postural y Síndrome de Dolor Lumbar en Deportistas de Alta Competencia". Tesis de Magíster en Medicina y Ciencias del Deporte, Universidad Mayor.
- **Paeth Bettina,** 2000 "Experiencia con el concepto Bobath: fundamentos, tratamiento y casos". Editorial Médica Panamericana. Glosario.
- **Panagiotacopulos N, Lee J, Pope M, Friesen K.** 1998. "Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with low back pain using wavelets". *J Electromyography and Kinesiology*; **8**: 269-278.
- **Pérez, Ernesto.,** 1961. "Evaluación de la Postura y algias lumbares". Tesis de Licenciatura en Kinesiología, Universidad de Chile.
- **Peterka, R.J.** 2002. "Sensorimotor Integration in Human Postural Control". *Journal Neurophysiological*; Mayo, **88**:1097-1118
- **Pope, MH y Cols.** 1985. "The Relationship between Anthropometric, Postural, Muscular, and Mobility Characteristics of Males Ages 18-55". *Spine*; **10**: 644-648
- **Radebold A.** 2001. "Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain". *Spine*; **26**:724-730.
- **Rao R, Bopardikar A.** 1998. "Wavelet transforms, introduction to theory and applications". Primera Edición, Editorial Addison-Wesley
- **Raymakers, J.A. & Cols.,** 2005. "The Assessment of Body Sway and the Choice of the Stability Parameter (s)". *Gait and Posture*; **21**: 48-58
- **Rouviere, H. y Delmas, A.,** 1999. "Anatomía Humana". Décima Edición. Editorial Masson, Tomo 2, 8-16
- **Sapag, Dobrila.,** 1987. "Tratamiento del Síndrome Postural Lumbar". Tesis de Licenciatura en Kinesiología.
- **Sarmiento, Ana María.,** 1991. "Tratamiento Kinésico en Síndrome de dolor lumbar en el embarazo". Tesis de Licenciatura en Kinesiología.
- **Shumway-Cook Anne, Woollacott, Maejorie,** 2001. "Motor Control, Theory and practical applications". Segunda Edición. Editorial Lippincott Williams & Wilkins.

- **Wallmann, Harvey y cols.**, 2002. “Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America”. Balance; Primera Edición. Editorial Saunders.
- **Winter, David A.**, 1995. “Review Article: Human Balance and Posture Control During Standing and Walking”. Gait and Posture; Diciembre, **3**: 193-214
- **Winter, David A. Y Cols.**, 2003. “Motor mechanism of balance during quiet standing”. Journal of Electromyography and Kinesiology; **13**: 49-56
- **Youdas, James y Cols.**, 2000. “Lumbar Lordosis and Pelvic Inclination in Adults with Chronic Low Back Pain”. Physical Therapy **80** (3): 261-275

APÉNDICE

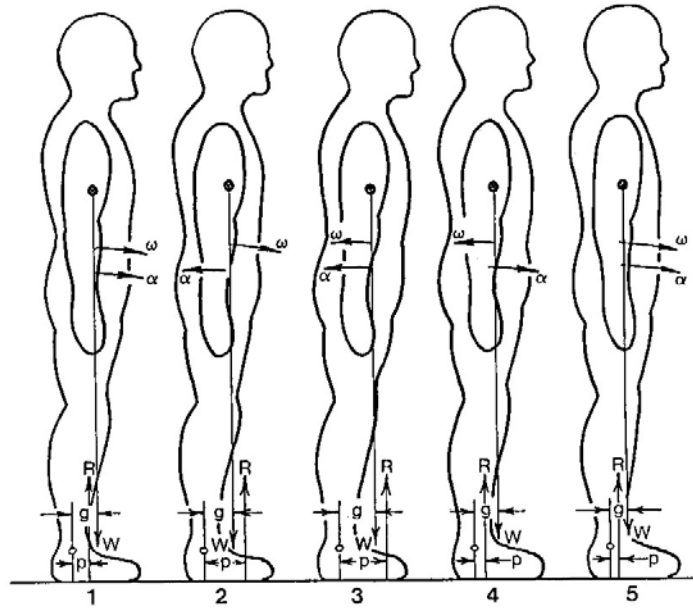


Fig. 1: Modelo de Péndulo Invertido

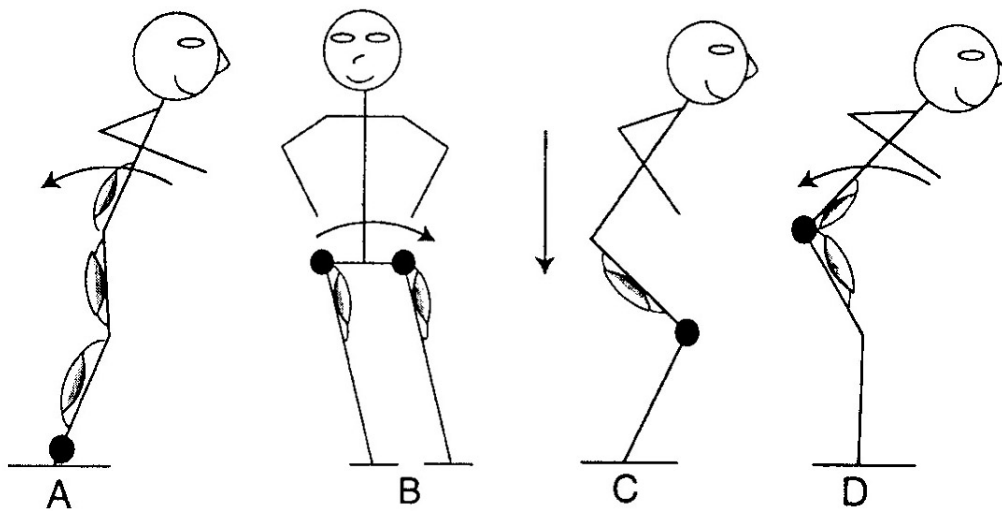


Fig. 2: Estrategias Motoras

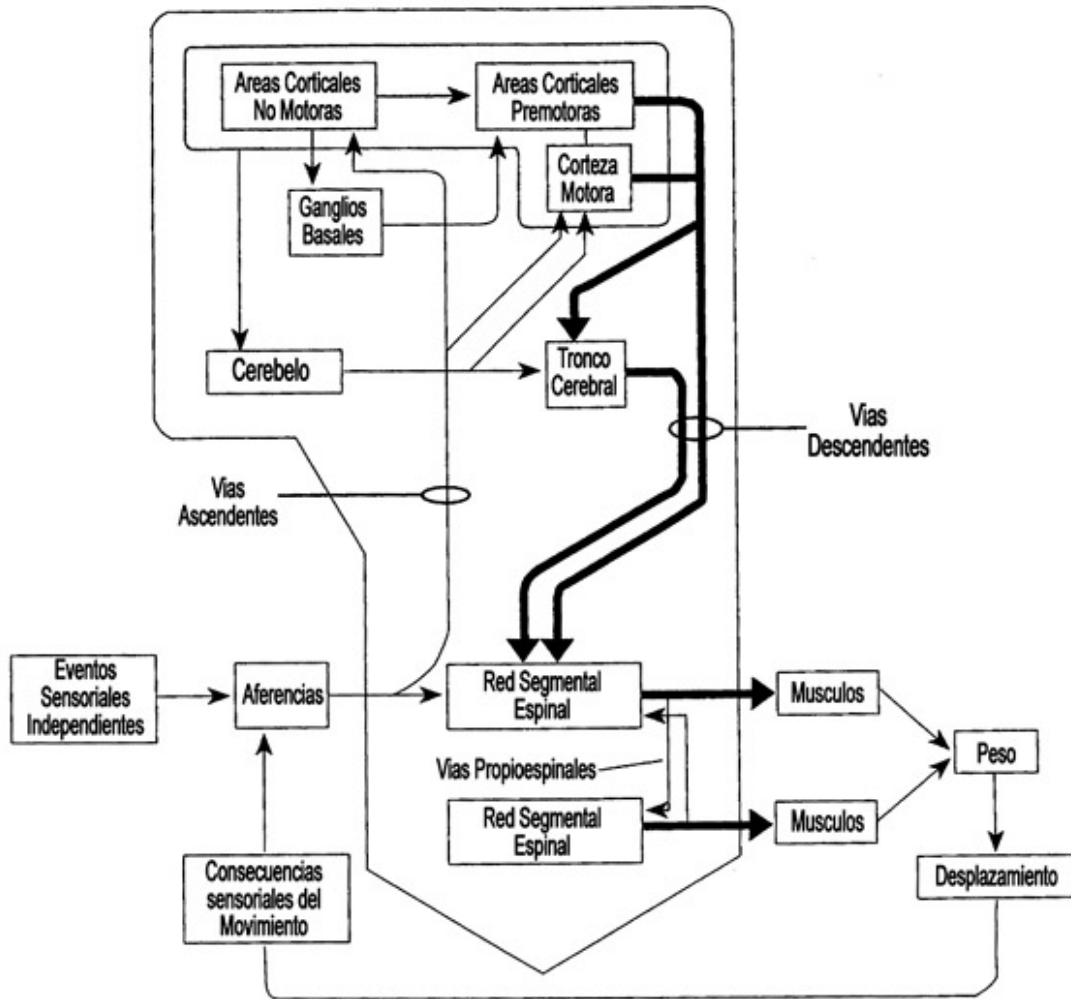


Fig. 3: Esquema de Niveles de Control Motor (Shumaway-Cook, Woollacott, 2001)

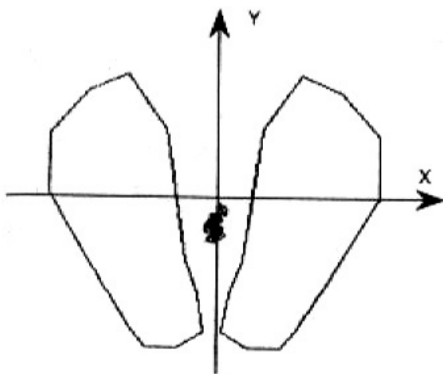


Fig. 4: Estatocinesiograma: El origen O está situado en el baricentro del polígono de sustentación. Los movimientos de derecha-izquierda se representan en el eje X, y los movimientos de ant-post en el eje Y, formándose una serie de posiciones sucesivas del centro de presión en el registro.

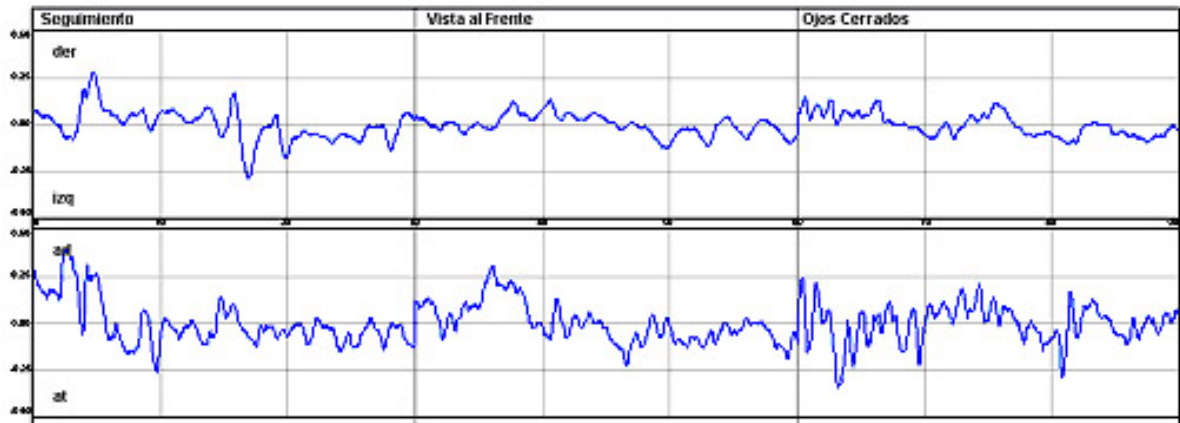


Fig. 5: Estabilograma: trazado superior: oscilaciones posturales derecha-izquierda; trazado inferior: oscilaciones posturales anterior-posterior. En abscisas, está ubicado el tiempo; en ordenadas, la amplitud de las oscilaciones en centímetros.

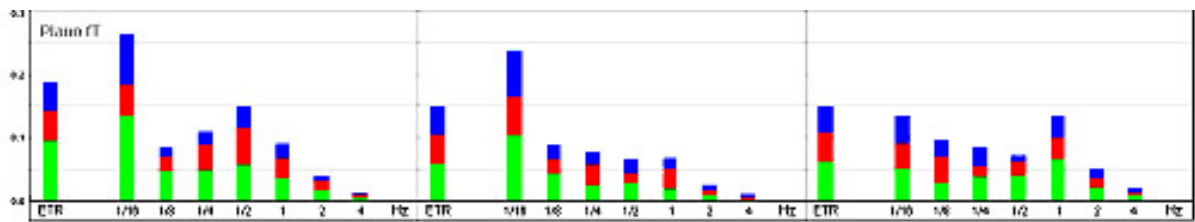


Fig. 6: Gráfico de barras con la energía utilizada en cada fase.

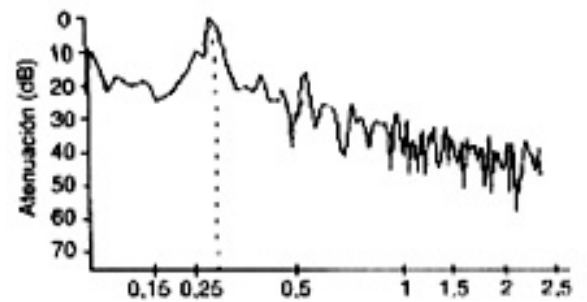


Fig. 7: Análisis Fourier

Fig. 8

Formulario de Consentimiento Informado

Yo, _____ por medio del presente poder certifico mi consentimiento de participar en éste estudio con total conocimiento de los procedimientos que se efectuarán, permitiendo con esto el total uso de los datos personales obtenidos.

Nombre

Firma

Santiago, ____ de _____ del 2004

Fig. 9

FICHA CLÍNICA Y EXPLORACION GENERAL CORPORAL

Nombre:.....N° txt:.....
Diagnóstico.....Fecha1º Exploración:.....
Otras:.....
Ocupación/Deporte:.....Talla:.....Peso:.....
Lateralidad:.....Edad:.....Sexo:.....Long. Pierna Izq....., Der.....

TRATAMIENTO RECIBIDO

ObservacionesGenerales: _____

Fig. 10

Índice de Discapacidad de Oswestry

En las siguientes actividades, marque con una cruz la frase que en cada pregunta se parezca más a su situación:

1. Intensidad del dolor

- (0) Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes
- (1) El dolor es fuerte pero me arreglo sin tomar calmantes
- (2) Los calmantes me alivian completamente el dolor
- (3) Los calmantes me alivian un poco el dolor
- (4) Los calmantes apenas me alivian el dolor
- (5) Los calmantes no me alivian el dolor y no los tomo

2. Estar de pie

- (0) Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor me impide estar de pie más de una hora
- (3) El dolor me impide estar de pie más de media hora
- (4) El dolor me impide estar de pie más de 10 minutos
- (5) El dolor me impide estar de pie

3. Cuidados personales

- (0) Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- (1) Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- (2) Lavarme, vestirme, etc, me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado
- (3) Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo
- (4) Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas
- (5) No puedo vestirme, me cuesta lavarme y suelo quedarme en la cama

4. Dormir

- (0) El dolor no me impide dormir bien
- (1) Sólo puedo dormir si tomo pastillas
- (2) Incluso tomando pastillas duermo menos de 6 horas
- (3) Incluso tomando pastillas duermo menos de 4 horas
- (4) Incluso tomando pastillas duermo menos de 2 horas
- (5) El dolor me impide totalmente dormir

5. Levantar peso

- (0) Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa)
- (3) El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- (4) Sólo puedo levantar objetos muy ligeros
- (5) No puedo levantar ni elevar ningún objeto

6. Actividad sexual

- (0) Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor
- (1) Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor
- (2) Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor
- (3) Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor
- (4) Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor
- (5) El dolor me impide todo tipo de actividad sexual

7. Andar

- (0) El dolor no me impide andar
- (1) El dolor me impide andar más de un kilómetro
- (2) El dolor me impide andar más de 500 metros
- (3) El dolor me impide andar más de 250 metros

- (4) Sólo puedo andar con bastón o muletas
- (5) Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño

8. Vida social

- (0) Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor
- (1) Mi vida social es normal pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor no tiene no tiene un efecto importante en mi vida social, pero si impide mis actividades más enérgicas como bailar, etc.
- (3) El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo
- (4) El dolor ha limitado mi vida social al hogar
- (5) No tengo vida social a causa del dolor

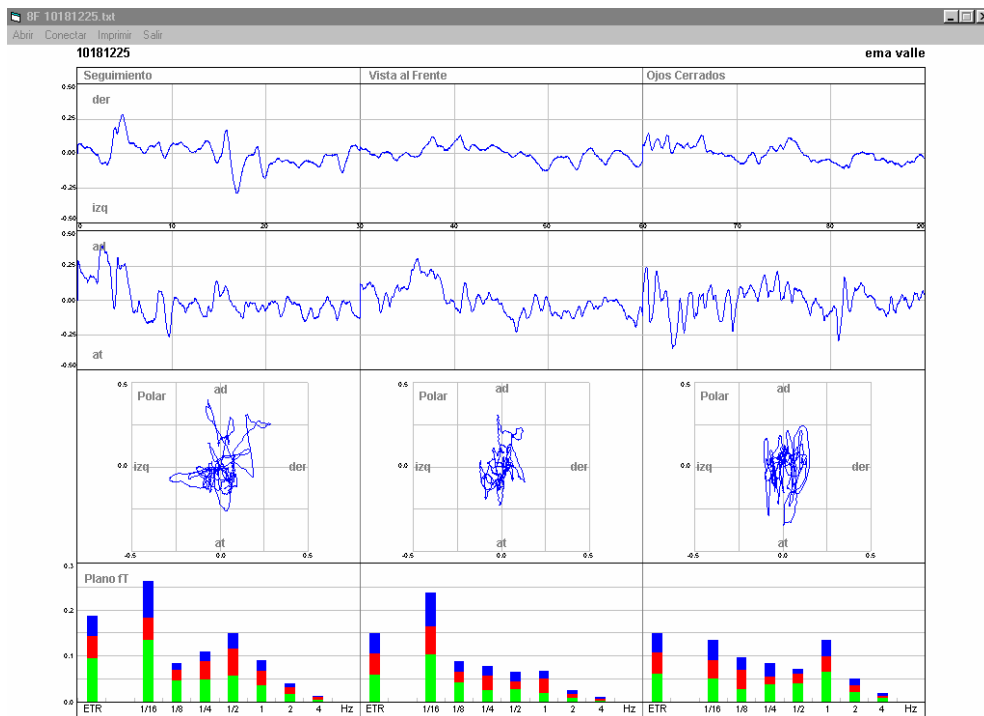
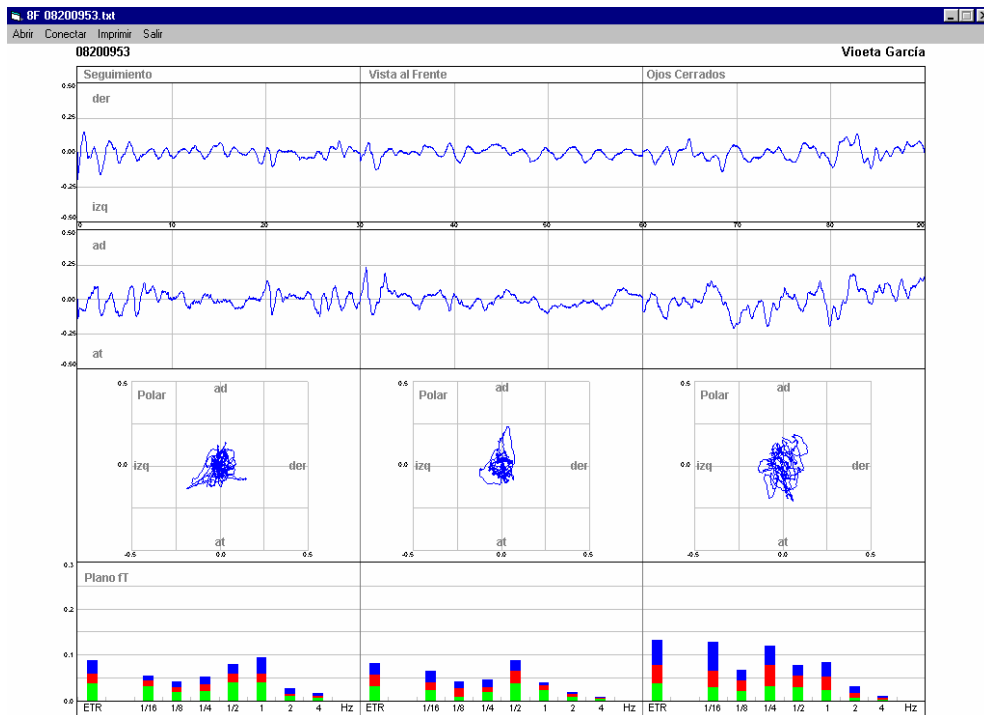
9. Estar sentado

- (0) Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera
- (1) Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera
- (2) El dolor me impide estar sentado más de una hora
- (3) El dolor me impide estar sentado más de media hora
- (4) El dolor me impide estar sentado más de 10 minutos
- (5) El dolor me impide estar sentado

10. Viajar

- (0) Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor es fuerte pero aguanto viajes de más de 2 horas
- (3) El dolor me limita a viajes de menos de una hora
- (4) El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora
- (5) El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital

Fig. 11



GRÁFICOS

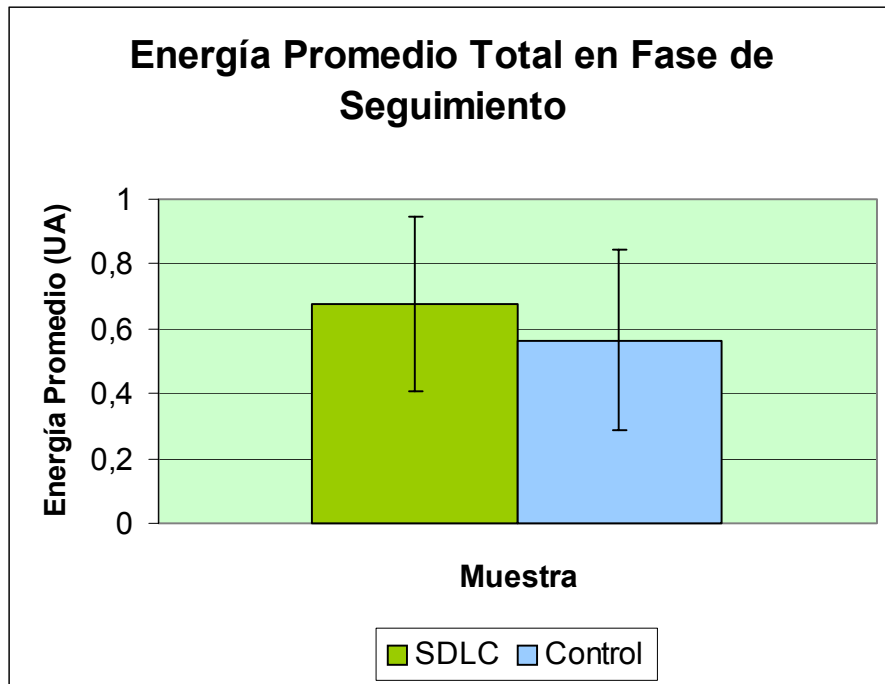


Gráfico 1: Diferencia de energías entre pacientes y controles en fase de seguimiento.

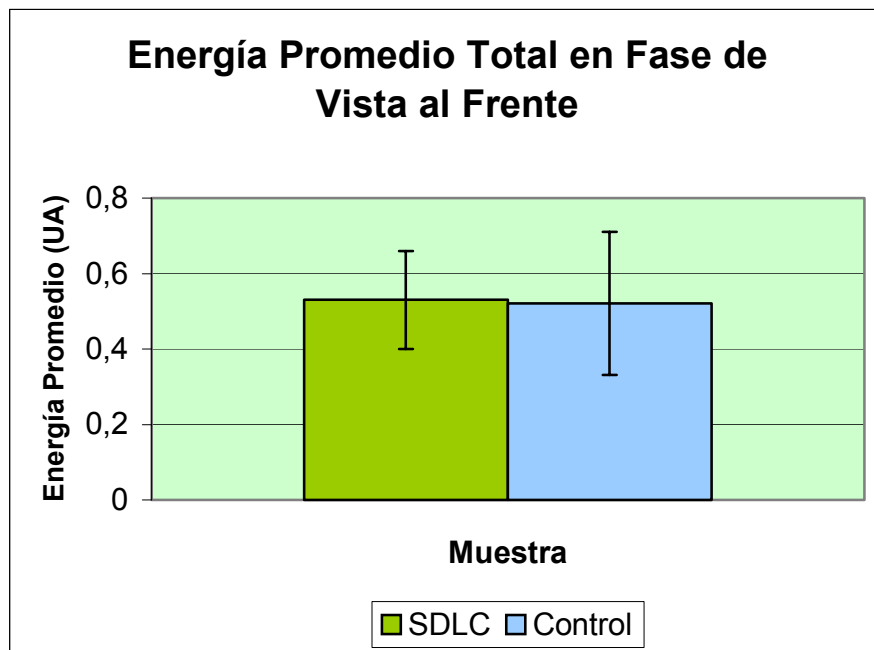


Gráfico 2: Diferencia de energías entre pacientes y controles en fase de vista al frente.

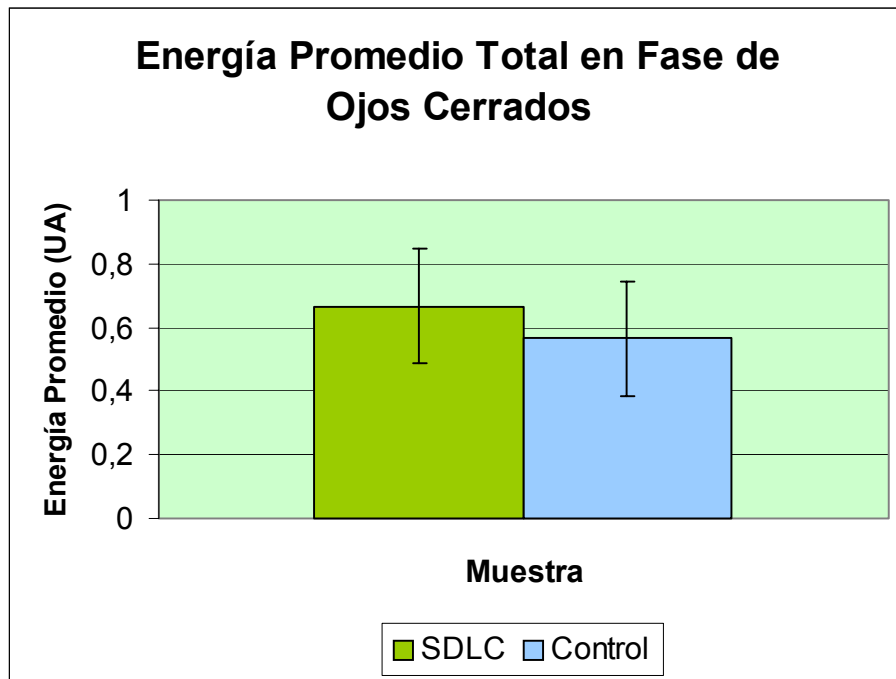


Gráfico 3: Diferencia de energías entre pacientes y controles en fase de ojos cerrados.

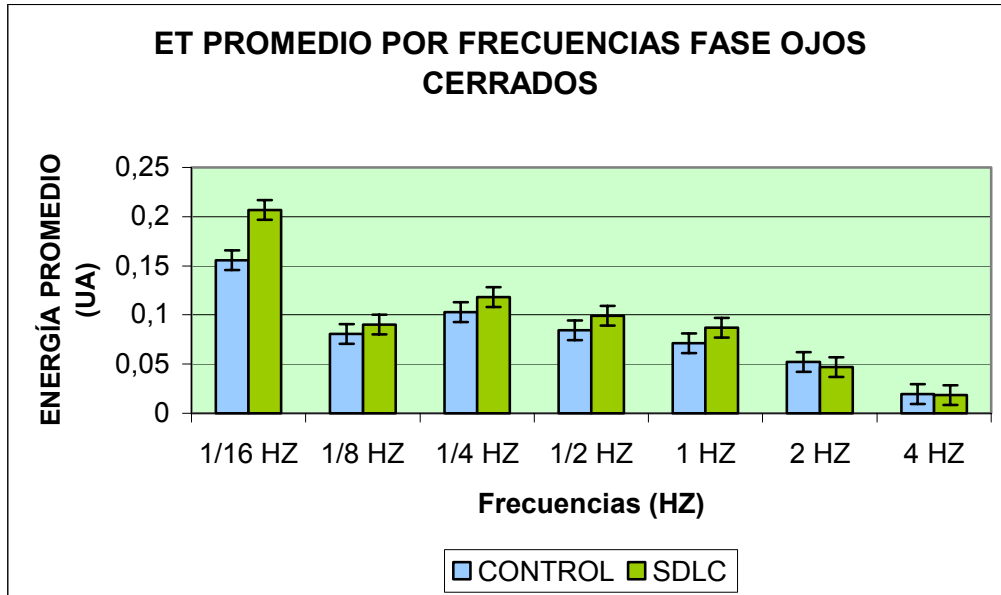


Gráfico 4: Diferencia de medias entre las bandas de frecuencia entre pacientes y controles en fase ojos cerrados.

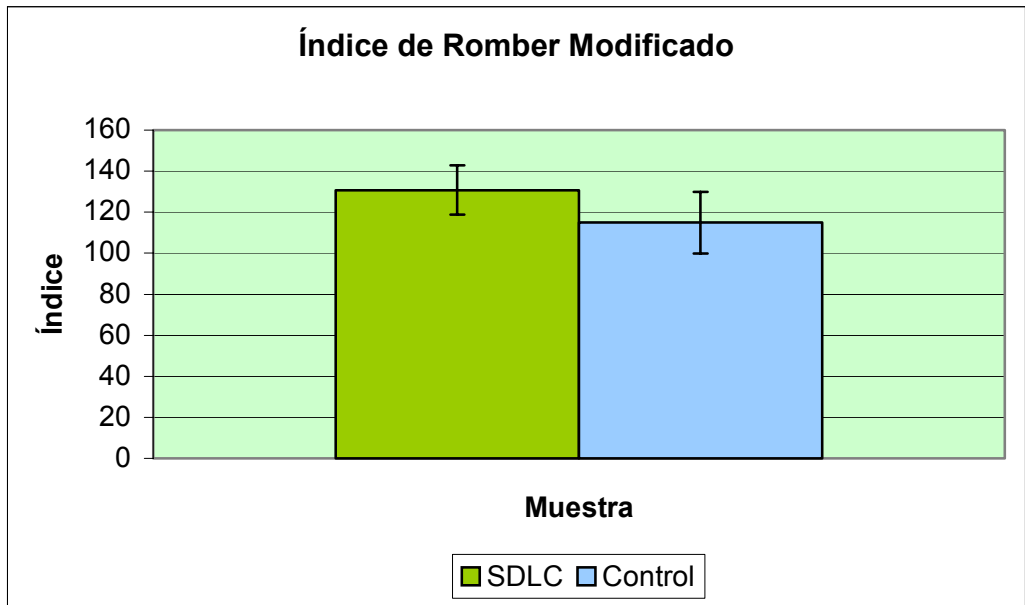


Gráfico 5: Influencia del SDLC en el control postural utilizando IRM.

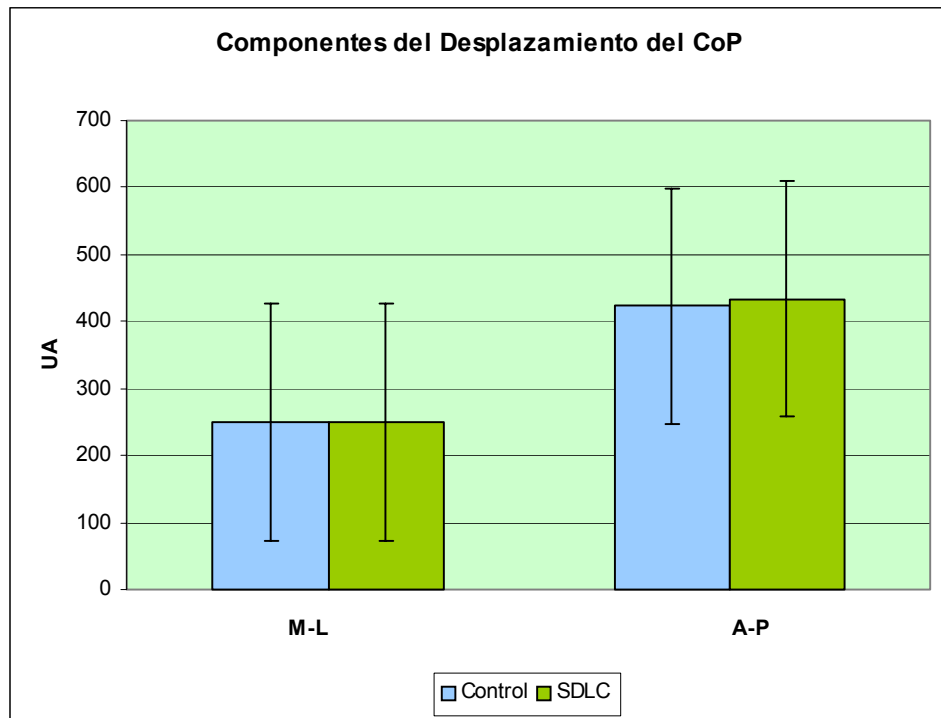


Gráfico 6: Componentes del Desplazamiento del CoP en Pacientes y Controles

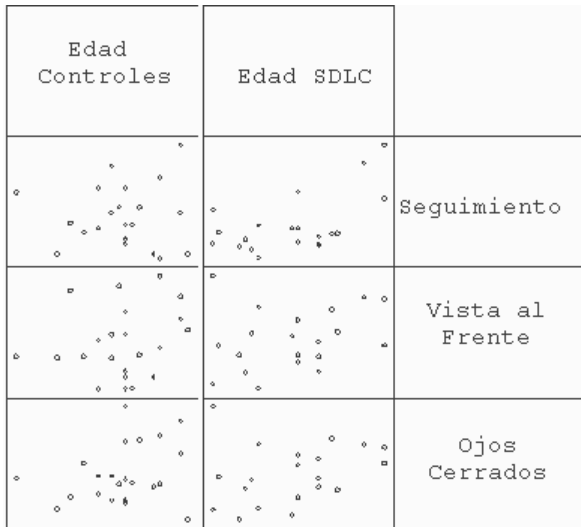


Gráfico 7: Variable Edad en las distintas etapas del test

Gráfico 8: Variable IMC en las distintas etapas del test

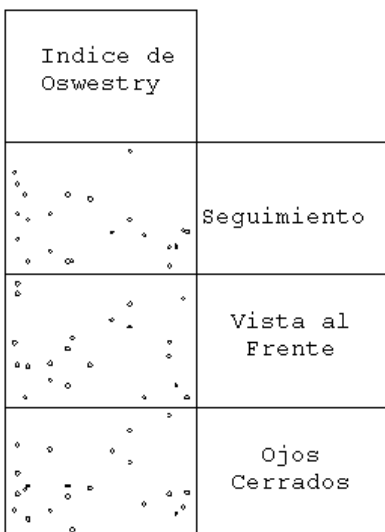
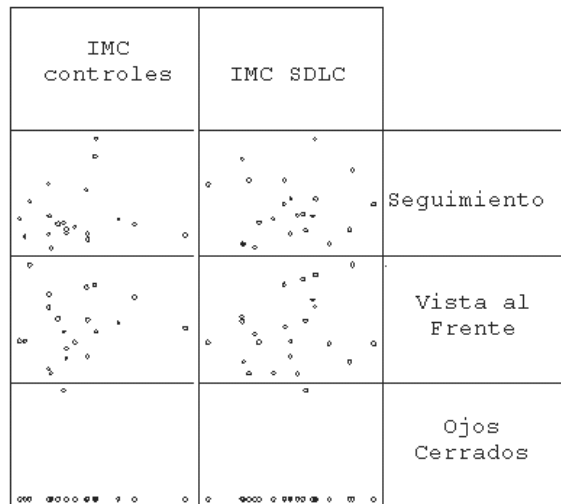


Gráfico 9: Índice de Oswestry en las distintas etapas del test

Tabla 1: Resultado de porcentajes en Índice de Oswestry

Paciente	Act.1	Act.2	Act.3	Act.4	Act. 5	Act.6	Act.7	Act.8	Act.9	Act. 10	X%
10131252	1	1	2	5	5	-	1	2	3	2	48%
10131255	1	3	1	2	3	-	3	3	3	3	49%
10131307	3	4	2	3	3	-	0	4	1	2	49%
10131417	1	0	0	1	1	-	0	0	2	2	16%
10131426	1	0	0	0	0	-	0	0	0	0	1%
10131444	2	3	3	0	3	-	2	0	2	0	33%
10151226	0	3	0	1	3	-	2	4	3	2	40%
10151234	1	0	0	1	1	-	0	0	2	2	16%
10151238	3	2	0	0	3	-	0	0	2	0	22%
10151420	3	4	3	3	3	-	2	1	1	2	49%
10151424	2	1	0	0	0	-	0	0	0	2	11%
10151428	0	3	0	2	3	-	2	2	4	1	37%
10181203	2	2	0	0	1	-	0	0	0	0	11%
10181211	1	3	0	0	2	-	2	0	1	0	20%
10181217	2	1	0	0	2	-	0	0	4	0	20%
10181225	3	4	0	1	4	-	1	3	3	2	46%
10181231	0	0	0	0	0	-	0	0	1	0	2%
10181404	1	2	0	0	3	-	0	3	2	2	28%
10181412	1	3	2	0	3	-	1	4	3	3	44%
10181423	1	1	0	0	3	-	2	3	3	2	33%
10181433	1	2	1	0	3	-	1	4	4	4	44%
10181439	1	1	0	1	1	-	0	3	0	1	17%

Tabla 2 : Perfil del grupo control

CODIGO	SEXO	EDAD	ESTATURA	PESO	IMC	DGTO	OCUPACION
8200937	F	49	1,47	52	24,06	SANA	BIBLIOTECARIA
8200953	F	58	1,59	67	26,5	SANA	SECRETARIA
8201003	M	55	1,68	71	25,15	SANA	ADMINISTRACION
8201008	M	49	1,71	70	23,93	SANA	TERAPEUTA
8201014	F	55	1,61	62	23,91	SANA	BIBLIOTECARIA
8201057	M	60	1,76	92	29,7	SANA	MEDICO
8201141	M	68	1,76	82	26,47	SANA	TERAPEUTA
8201144	M	68	1,74	82	27,08	SANA	TERAPEUTA
8201150	F	42	1,60	58	22,65	SANA	TERAPEUTA
8270917	F	58	1,59	65	25,71	SANA	ADMINISTRACION
8270921	F	55	1,54	52	21,92	SANA	BIBLIOTECARIA
8270933	F	58	1,63	88	33,12	SANA	PENSIONADA
8271036	F	46	1,53	52,2	22,29	SANA	ENFERMERA
8271045	M	65	1,72	80	27,04	SANA	CONDUCTOR
8271052	F	48	1,60	68	26,56	SANA	ADMINISTRACION
8271056	F	47	1,52	58	25,06	SANA	ADMINISTRACION
8271100	F	42	1,61	62	23,91	SANA	BIBLIOTECARIA
8271106	F	61	1,67	68,5	24,56	SANA	TERAPEUTA
8271123	M	43	1,70	72	24,91	SANA	CONDUCTOR
8271128	F	54	1,63	76	28,6	SANA	TERAPEUTA
Promedio		54,05			25,656		

Tabla 3: Perfil del grupo con SDLC

CODIGO	EDAD	SEXO	ESTATURA	PESO	IMC	DGTO	OCUPACION	OSWESTRY	EVA
10131252	52	F	1,60	82	32,03	Esplt	ADMINISTRAT.	48%	4
10131255	61	F	1,54	74	31,2	SDL Id.	VENDEDORA	49%	6
10131307	50	F	1,44	74	35,58	SDL Id.	AUXILIAR	50%	7
10131417	56	F	1,54	70	29,52	Discop.	DUEÑA CASA	16%	3
10131426	58	F	1,55	57	23,72	SDL Id.	TEXTIL	1%	2
10131444	68	F	1,50	76	33,7	Discop.	DUEÑA CASA	33%	4
10151226	60	F	1,56	60	24,65	Discop.	DUEÑA CASA	40%	4
10151234	64	M	1,78	76	23,98	Discop.	TRANSPORTE	16%	5
10151238	44	F	1,63	50,5	19	Discop.	VENDEDORA	22%	4
10151420	58	F	1,51	95	41,66	SDL Id.	DUEÑA CASA	50%	8
10151424	60	F	1,52	70	30,29	Discop.	DUEÑA CASA	11%	4
10151428	56	F	1,56	68	27,94	Discop.	DUEÑA CASA	37%	4
10181203	62	F	1,56	74	30,4	SDL Id.	DUEÑA CASA	11%	3
10181211	65	F	1,54	92	38,79	Discop.	DUEÑA CASA	20%	6
10181217	59	F	1,54	80	33,73	SDL Id.	COCINERA	20%	7
10181225	60	F	1,46	82	38,46	Esplt.	DUEÑA CASA	46%	5
10181231	54	F	1,53	61	26,05	Esplt.	DUEÑA CASA	2%	2
10181404	60	F	1,50	75	33,3	SDL Id.	AUXILIAR	28%	2
10181412	60	F	1,62	85	32,38	HNP	DUEÑA CASA	44%	6
10181423	68	F	1,52	68	29,43	SDL Id.	DUEÑA CASA	33%	3
10181433	65	F	1,60	65	25,39	Esplt.	JUBILADA	44%	5
10181439	69	M	1,59	60	23,73	SDL Id.	JUBILADO	17%	3
Promedio	59,5				30,224			28,86%	

- **SDL Id.:** Síndrome de Dolor Lumbar Crónico Idiopático
- **Esplt:** Espondilolistesis
- **HNP:** Hernia Núcleo Pulposo
- **Discop:** Discopatía