



UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN
FACULTAD DE ARTES, EDUCACIÓN FÍSICA Y KINESIOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE KINESIOLOGÍA

“DESCRIPCIÓN DE LAS DESVIACIONES POSTURALES EN ADULTOS CON
DISCAPACIDAD VISUAL CONGÉNITA Y ADQUIRIDA QUE ASISTEN A
CAPACITACIÓN E INSERCIÓN LABORAL EN EL CENTRO EDUCACIONAL SANTA
LUCÍA”

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

AUTORES:

ANITA DUARTE SALAS

MARCELA GOMEZ ESPINOSA

CLAUDIO HERNÁNDEZ POZA

PROFESOR GUÍA:

KLGO. MAURICIO VENEGAS DE LA PAZ

PROFESOR PATROCINANTE:

KLGO. MAURICIO DELGADO BRAVO

SANTIAGO DE CHILE, MAYO, 2014



FORMULARIO DE AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

I. Identificación del autor

Nombre del alumno :	Marcela Gómez Espinosa	
Dirección :	Willie Arthur 2050 dpto 201	
Teléfono :	356 58 24	E-mail : marcela.paz.ge@gmail.com
Carrera :	Kinesiología	
Facultad :	Artes y Ed. Física	Departamento : Kinesiología
Título al que opta :		

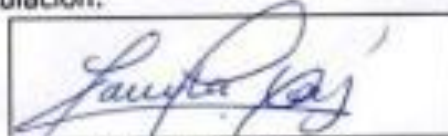
II. Identificación de la Tesis

Título de la Tesis :	Descripción de las desviaciones posturales en adultos con discapacidad visual congénita y adquirida que residen en el centro de capacitación e inserción laboral Santa Cecilia
Profesor Guía :	Faustino Yanezas
Palabras claves (6 términos)	Discapacidad visual, postura, control postural, Chile

III. Autorización

A través de este formulario autorizo al Sistema de Bibliotecas (SIBUMCE) de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación a publicar la versión electrónica de mi trabajo de titulación.

Autorizo
No autorizo


Firma del alumno

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer al Centro Educacional Santa Lucía por abrirnos sus puertas y permitirnos llevar a cabo esta investigación, especialmente a Eliana Medina y Anita Melo, por su colaboración y paciencia en el transcurso del desarrollo de este estudio, y a todas las personas con discapacidad visual que quisieron participar y contribuir al desarrollo de esta investigación.

Le dedicamos también un agradecimiento especial al kinesiólogo Alan Martínez por su colaboración en los inicios de esta investigación. Al Director Técnico de la Selección Chilena de Fútbol Ciego, César Pino por su constante colaboración en el transcurso de las mediciones. Al kinesiólogo y profesor patrocinante, Mauricio Delgado quien contribuyó de gran manera en el montaje del acelerómetro, las mediciones y el análisis de las variables del control postural. Y finalmente al kinesiólogo, académico de la UMCE y profesor guía, Mauricio Venegas De la Paz, quien creyó en nosotros, nos orientó y colaboró durante todo el proceso investigativo a pesar de las dificultades.

ÍNDICE

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	3
CAPÍTULO I: Planteamiento del problema	5
CAPÍTULO II: Marco Teórico	10
CAPÍTULO III: Marco metodológico	54
CAPÍTULO IV: Resultados	73
CAPÍTULO V: Discusión	94
CAPÍTULO VI: Conclusiones	104
CAPÍTULO VII: Bibliografía	106
CAPÍTULO VIII: Anexos	113

RESUMEN

Introducción: La ausencia o déficit de un sistema sensorial, como es el caso de la discapacidad visual, puede generar una disminución del control postural y alteraciones en la postura estática. Si bien, esto ha sido estudiado en diversas investigaciones internacionales a través de la posturografía, esta población no ha sido estudiada a través de la acelerometría. Es así que surge la pregunta de investigación: ¿Cuáles son las posibles desviaciones posturales y las bandas de frecuencia de la acelerometría postural existentes tanto en sujetos con discapacidad visual congénita como adquirida, diferenciando por baja visión y ceguera total?

Objetivo: Identificar alteraciones posturales mediante el modelo postural de Kendall y caracterizar el balanceo postural mediante la acelerometría triaxial en personas con discapacidad visual tanto congénita como adquirida en el contexto del Centro Educativo Santa Lucía.

Material y Método: Estudio cuantitativo observacional, descriptivo-analítico de categoría transversal. Se realizó un muestreo no probabilístico intencionado y se administró una ficha de registro de datos a 32 sujetos; luego se tomaron las medidas antropométricas y se realizó la evaluación postural de Kendall a 20 sujetos. Posteriormente, se tomaron las pruebas de acelerometría postural a 15 sujetos, utilizando un acelerómetro triaxial y el programa Matlab, donde los datos fueron analizados bajo el dominio de la frecuencia.

Resultados: Hubo un predominio de la postura de tipo Cifolordótica. Las desviaciones posturales más frecuentes fueron posición de la cabeza hacia delante, curva normal de su columna cervical, ligeramente anterior. En columna dorsal, aumento en la flexión (cifosis), hiperlordosis, anteversión pélvica y flexión plantar. No se encontró una relación de dependencia entre las variables de tipo y

nivel de discapacidad visual con posición del segmento corporal y postura de Kendall.

En cuanto a la acelerometría postural no se encontraron diferencias estadísticamente significativas por tipo y nivel de discapacidad visual, a excepción del grupo congénito y adquirido donde las oscilación en la dirección cefalocaudal (eje Y) son mayores para el grupo adquirido. Por otro lado, todas las frecuencias se mantuvieron bajo 0.5 Hz.

Discusión: Las desviaciones posturales encontradas en este estudio, coinciden con las descritas en múltiples estudios internacionales, sin embargo a pesar de que ellos asocian algunas de estas al tipo y/o nivel de discapacidad, en esta población específica esto no sucedió.

Los rangos de frecuencia de los sujetos del presente estudio se encuentran dentro de la regulación vestibular en condiciones de ojos abiertos y cerrados. En general, las frecuencias obtenidas son menores a las de otros estudios realizados con acelerometría en adultos jóvenes sanos con visión normal, donde la regulación era a través de su sistema vestibular y propioceptivo, lo que denota que compensan su déficit visual de manera diferente.

INTRODUCCIÓN

La postura puede ser analizada desde los puntos de vista estático y dinámico. De manera estática, la postura se define como la posición relativa del cuerpo en el espacio donde se encuentran las diferentes partes del cuerpo en relación a otras. Mientras que en sentido dinámico se define como el control de la actividad neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación (Miralles, 2005). Para el análisis de la postura estática, existe un alineamiento esquelético ideal propuesto por Kendall, que implica una mínima tensión y deformación y conduce al logro de la máxima eficiencia del cuerpo, determinando que la columna vertebral presente una serie de curvaturas normales y los segmentos corporales se encuentren de manera alineada, de forma que el peso del cuerpo se distribuya adecuadamente (Kendall, Peterson y Geise, 2000).

Estudios internacionales han reportado sobre las posturas inadecuadas que tienden a adoptar las personas con discapacidad visual, mencionando principalmente alteraciones como el aumento de la cifosis dorsal y lordosis lumbar, antepulsión de cabeza y hombros y pie plano, convirtiéndose muchas veces en un patrón definido como consecuencia de la pérdida de la visión. Aspecto que también puede observarse a través del estudio del control postural y sobre las compensaciones a las que recurre el sujeto para la mantención del equilibrio. Según Di Francesco (1980), al evaluar la postura de un individuo con discapacidad visual, se debe hacer una distinción entre los ciegos congénitos y los ciegos adquiridos, ya que el primero no posee ninguna representación de su esquema corporal a través de señales visuales para poder usarlas de referencia en la formación de conceptos, como en el caso de la “verticalidad”, además de carecer de la capacidad de utilizar la visión para imitar la postura que adoptan los demás. Por otra parte, el ciego adquirido, posee una reserva precisa de la información aprendida con anterioridad a través de la visión a la que puede recurrir si la necesita. Por otro lado, el que los sujetos presenten baja visión puede

ser un factor influyente en la postura, debido a que los remanentes visuales los obligan a adoptar posiciones poco comunes para poder mirar, condición que suele mantenerse aun después de la pérdida total de la visión (Maciel, 2001).

Para el análisis del control postural, existen múltiples investigaciones en las que se han utilizado instrumentos como posturógrafos y plataformas de fuerza en diversas situaciones de pruebas y poblaciones. Sin embargo, en el presente estudio se utiliza un acelerómetro triaxial, el que en estudios anteriores ha demostrado ser tan confiable y válido como los instrumentos mencionados, siendo de más fácil acceso y menor costo. (Kamen, Patten, Duke Du & Sison, 1998)

Actualmente en Chile, no existen estudios que relacionen la variable de postura con la discapacidad visual, aspecto que desfavorece a esta población que se ha mantenido apartada de la mirada kinésica. Es así que surge la necesidad de pesquisar cuáles son las posibles desviaciones posturales y las alteraciones en el balance postural existentes, tanto en sujetos con discapacidad visual congénita como adquirida, diferenciando por baja visión y ceguera total.

Es posible que con mayores investigaciones e intervenciones desde la kinesiología se pueda aportar a la prevención y al tratamiento de posibles posturas inadecuadas y a una optimización en el balance postural en individuos con discapacidad visual.

A continuación, se presenta una investigación que corresponde a un estudio de tipo cuantitativo, transversal y descriptivo de las desviaciones posturales y variables del control postural en adultos con discapacidad visual congénita y adquirida que asisten a capacitación e inserción laboral en el Centro Educacional Santa Lucía, durante el año 2013.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1) Problema de Investigación y su Relevancia

a) Antecedentes

Para lograr el objetivo de una postura bípeda óptima se necesita de los tres sistemas sensoriales que contribuyen a su mantenimiento: el sistema visual, el sistema vestibular y el sistema somatosensorial (Nakata & Yabe, 2001). Si uno de estos sistemas llegase a faltar, como es el caso de los individuos con discapacidad visual, la ausencia de esta información sensorial aumentaría su inestabilidad postural (Tomomitsu, Castilho, Morimoto, Bobbio & Greve, 2013).

Por otra parte, se ha reportado que esta población mantiene posturas viciosas, como antepulsión de cabeza, una hipercifosis dorsal, una hiperlordosis lumbar compensatoria y una flexión de cadera y rodillas mantenida principalmente para aumentar su estabilidad durante la marcha y la postura estática (Di Francesco, 1980). Estudios en Brasil y España han medido y evaluado desviaciones posturales en sujetos con discapacidad visual, pesquisando diversas alteraciones posturales, sin embargo no se han analizado ni comparado con un marco muestral acotado que relacione tipos de discapacidad visual específicos. Mucho menos en Chile, en donde no existen estudios que aborden este tema.

Existen estudios que han analizado el balanceo postural en sujetos con discapacidad visual a través de posturografía, determinando rangos de frecuencia y estrategias sensoriales utilizadas, haciendo referencia al tipo de discapacidad visual. Sin embargo utilizando acelerometría ningún estudio ha sido llevado a cabo en esta población, mucho menos en Chile, donde el tema no ha sido investigado a través de ningún instrumento.

La postura y el balance postural son conceptos ligados según Godfrey, Conway, Meagher & ÓLaighin (2008), quienes describen un esquema donde la deficiencia o pérdida de la visión generaría una disminución en el balance,

aspecto que llevaría a una postura pobre y a desviaciones en la marcha, provocando así nuevamente un mayor déficit en el balance postural, generando de esta forma un círculo vicioso entre ambos conceptos.

b) Problema de Investigación

En Chile, no existen estudios que describan patrones de desviaciones posturales, ni tampoco que abarquen el control postural en sujetos con discapacidad visual tanto congénita como adquirida con baja visión y ceguera total.

c) Pregunta de Investigación

¿Cuáles son las desviaciones posturales y las bandas de frecuencia de la acelerometría postural existentes, tanto en sujetos con discapacidad visual congénita como adquirida, diferenciando por baja visión y ceguera total en los adultos que asisten al Centro Educacional Santa Lucía?

2) Justificación de la Investigación

La población adulta con discapacidad visual ha sido apartada por la mirada de la kinesiólogía en nuestro país, no realizando prevención ni tratamiento de los múltiples problemas asociados a su déficit sensorial que tienen directa relación con el área kinesiológica. Por un lado se puede apreciar que en las guías del Ministerio de Salud de Chile (MINSAL), no existen protocolos que abarquen la prevención y el tratamiento de alteraciones posturales ni protocolos para mejorar su balance postural en sujetos con discapacidad visual, probablemente debido a la falta de evidencia que existe en Chile acerca de las alteraciones en la postura y el control postural de esta población.

En Latinoamérica y España las desviaciones posturales en individuos con discapacidad visual han sido relativamente estudiadas, sin embargo dichos estudios en su gran mayoría no realizan una diferenciación clara por tipo y nivel de la discapacidad.

En cuanto a los estudios realizados para evaluar el control postural de sujetos con discapacidad visual, estos se han llevado a cabo en múltiples partes del mundo determinando las claras diferencias que existen en el balanceo postural de las personas con discapacidad visual en relación a los sujetos con visión, así como también por tipos y nivel de discapacidad visual. Sin embargo estos estudios han sido realizados utilizando posturógrafos y plataformas de fuerza, a diferencia del presente estudio donde se utiliza la acelerometría para evaluar la aceleración del centro de gravedad de los sujetos y mediante ello realizar también un análisis de frecuencia para determinar el balance postural, cosa que no ha sido realizada en esta población en ninguna parte del mundo.

El uso de la acelerometría para la evaluación del control postural es una herramienta relativamente nueva, que posee una buena a excelente confiabilidad, que es accesible económicamente, transportable y de fácil utilización, al ser

comparado con el goldstandard que es el posturógrafo (Whitney, Roche, Marchetti, Lin, Steed, Furman, Musolino & Redfern, 2010). Por tanto esta investigación aportará información acerca del uso de la acelerometría no sólo en la población con discapacidad visual, sino también acerca del potencial uso en cualquier tipo de población.

3) Objetivos de la Investigación

Objetivo General:

Identificar alteraciones posturales mediante el modelo postural de Kendall y caracterizar el balanceo postural a través de la acelerometría triaxial en personas con discapacidad visual tanto congénita como adquirida en el contexto del Centro Educativo Santa Lucía

Objetivos Específicos:

- Describir en el plano sagital las posibles alteraciones posturales en sujetos con discapacidad visual, diferenciando por momento de aparición y por nivel de pérdida de la visión.
- Describir los peaks de bandas de frecuencia de los cambios de aceleración del centro de gravedad según tipo y nivel de discapacidad visual.
- Relacionar actitud postural y variables del control postural con tipo y nivel de discapacidad visual.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

I.- Discapacidad

Según la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) la discapacidad es definida como un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones en la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales (OMS y el Grupo del Banco mundial, 2011).

Se entiende por discapacidad la interacción entre las personas que padecen alguna enfermedad (por ejemplo, parálisis cerebral, síndrome de Down y depresión) y factores personales y ambientales (por ejemplo, actitudes negativas, transporte y edificios públicos inaccesibles y un apoyo social limitado). Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive. (OMS, 2013)

II.- Discapacidad Visual

Se considera discapacidad visual a un término global que hace referencia a las deficiencias en las funciones visuales y estructuras corporales del ojo y/o sistema nervioso (asociado o no a otras funciones y/o estructuras corporales deficientes), y las limitaciones que presente el individuo al realizar una tarea o acción en un contexto o entorno normalizado, tomando como parámetro su capacidad o habilidad real y las restricciones en su desempeño, considerando los dispositivos de ayudas ópticas, adaptaciones personales y/o modificaciones del entorno. (Olivera, 2011)

En el mundo hay aproximadamente 285 millones de personas con discapacidad visual, de las cuales 39 millones son ciegas y 246 millones presentan baja visión. Aproximadamente un 90% de la carga mundial de discapacidad visual se concentra en los países en desarrollo. (OMS, 2013)

En términos mundiales, los errores de refracción no corregidos constituyen la causa más importante de discapacidad visual, pero en los países de ingresos medios y bajos las cataratas siguen siendo la principal causa de ceguera. (OMS, 2013)

En Chile el 12,9% de la población posee algún tipo de discapacidad, de las cuales la discapacidad visual es el segundo tipo más prevalente, constituyendo el 19% de todas las discapacidades con aproximadamente 650.000 personas, y constituyendo el 4% de la población chilena total. (FONADIS, 2004)

Según la Clasificación Internacional de Enfermedades del 2006 (OMS, 2013), la función visual se subdivide en cuatro niveles:

- Visión normal
- Discapacidad visual moderada
- Discapacidad visual grave
- Ceguera.

La discapacidad visual moderada y la discapacidad visual grave se reagrupan comúnmente bajo el término “baja visión”; la baja visión y la ceguera representan conjuntamente el total de casos de discapacidad visual. (OMS, 2013)

Visión Normal:

Para definir la visión normal, se debe dividir su función en 3 componentes, los cuales son: sentido de la forma, sentido cromático y sentido luminoso. (Bueno, 1994)

En primer lugar el sentido de la forma corresponde a la facultad que tiene el sistema visual para percibir la figura y la forma de los objetos. A esto se le denomina también agudeza visual, y para un ojo normal puede ser modificada por múltiples factores, tales como el contraste, la iluminación, el estado fisiológico y la edad del sujeto.

Para que un ojo tenga una agudeza visual normal se deben cumplir las siguientes condiciones:

- a) El estado de refracción ocular debe ser de emetropía (condición oftalmológica ideal) o en el caso de que exista un defecto de refracción (ametropía) estará bien corregido por cualquiera de los métodos posibles.
- b) Las estructuras oculares que son atravesadas por la luz deben mantener la transparencia.
- c) La mácula (retina central) y la vía óptica que le corresponde, así como el área 17 de Brodmann tienen que estar en condiciones de normalidad anatomofisiológica.

El campo visual es otro elemento que se define como el espacio en el que pueden ser vistos los objetos mientras la mirada permanece fija en un punto determinado. Su amplitud varía con el tamaño de los objetos y con su color, con la intensidad de la iluminación ambiente, con el contraste entre objeto y fondo y con el estado de adaptación del ojo. En un ojo normal abarca hacia fuera 90° ó más; hacia dentro, entre 45° y 60° ; hacia arriba entre 45° y 55° ; y, hacia abajo, entre 50° y 70° . (Bueno, 1994)

Según Bueno (1994), un campo visual normal exige:

- a) La transparencia de córnea, cristalino y humor vítreo.
- b) La retina debe mantener su integridad tanto en la zona macular (que se corresponderá con el campo visual central) como en la zona periférica que determinará la extensión total del campo (campo visual periférico).
- c) Cuando tenga que determinarse la normalidad del campo visual central, el ojo que se explora tiene que estar en óptimas condiciones refractivas, puesto que el campo central se influye por una buena agudeza visual,

circunstancia que no ocurre con el campo visual periférico, que puede mantenerse normal con bajas agudezas visuales.

En segundo lugar el sentido cromático es definido como la capacidad del ojo para percibir los colores. Este incluye a los conos, receptores sensibles sólo con iluminación de gran intensidad.

El campo visual para los colores es más reducido que para el blanco. Los límites del campo cromático corresponden a los puntos en los cuales los colores son reconocidos; dependiendo su extensión del tamaño de los objetos, del brillo y de la iluminación.

En tercer lugar se encuentra el sentido luminoso, que corresponde a la capacidad que tiene el ojo para distinguir gradaciones en la intensidad de la iluminación.

Nivel de Discapacidad Visual

Baja visión:

La baja visión corresponde a una visión insuficiente, aun con los mejores lentes correctivos, para realizar una tarea deseada. Desde el punto de vista funcional, pueden considerarse como personas con baja visión aquellas que poseen un resto visual suficiente para ver la luz, orientarse por ella y emplearla con propósitos funcionales. (Torres, 2006)

La Organización Mundial de la Salud (OMS), la definió en 1992, como aquella persona con una incapacidad en la función visual que aún después de tratamiento médico y/o corrección óptica común, tiene una agudeza visual de 3/10 o 0.3 en el mejor ojo o un campo visual inferior a 10° desde el punto de fijación, pero que se puede utilizar potencialmente para la planificación y ejecución de tareas. (Olivera, 2011)

Ceguera:

Corresponde a la pérdida total de la visión, debido a daños producidos en los ojos o en la parte del sistema nervioso encargada de procesar la información visual, a causa de traumatismos, enfermedades, desnutrición o defectos congénitos.

Según la OMS la ceguera es aquella visión menor de 20/400 en el mejor ojo, con la mejor corrección y con una disminución del campo visual menor a 10°. El numerador de la fracción indica a la distancia que se ve; el denominador indica la distancia que un ojo normal debe ver. Por ejemplo, con 20/200 el ojo ve a 20 pies (6 metros) lo que un ojo normal ve a 200 pies (60 metros). (Torres, 2006)

Tipo de Discapacidad Visual

Dentro de la clasificación de Leonhardt, el momento de aparición del déficit visual puede dividirse en dos tipos (Cuevas, 2006):

Discapacidad Visual Congénita: se presenta en el momento de su nacimiento o en el período perinatal.

Discapacidad Visual Adquirida: se presenta posterior al primer año de vida y su causa es por lo general una enfermedad, algún síndrome, un accidente u otra razón.

III.- Patologías o Trastornos Oculares

Existen diversos trastornos oculares que pueden alterar la agudeza visual de forma grave o más leve y afectar al individuo desde el nacimiento o adquirirlo durante el transcurso de su vida. Para fines prácticos se muestra la figura 1 (Abelairas, Gayá, Peralta, Sánchez, 2000; Ministerio de Salud, 2009; Peña, 2011), que simplifica y categoriza las patologías según tipo y nivel de discapacidad visual.

Fig. 1

Clasificación de trastornos oculares

Según tipo	
Congénitos	Adquiridos
Amaurosis congénita de Leber Retinoblastoma congénito Cataratas congénitas Glaucoma congénito	Edema papilar Retinitis pigmentaria Glaucoma del adulto Retinopatía toxoplásmica Trauma ocular Atrofia del nervio óptico Desprendimiento de retina Leucoma Neuritis óptica
Según nivel	
Ceguera	Baja visión
Amaurosis congénita de Leber	Edema papilar Leucoma
Patologías que pueden producir ceguera o baja visión	
Retinoblastoma congénito Cataratas congénitas Glaucoma congénito Retinitis pigmentaria Glaucoma del adulto Retinopatía toxoplásmica Trauma ocular Atrofia del nervio óptico Desprendimiento de retina Neuritis óptica	

IV.- Postura y actitud postural

El concepto de postura o actitud postural es puramente descriptivo y podría definirse como la posición relativa de las diferentes partes del cuerpo con respecto a sí mismas (el sistema coordinado egocéntrico), al ambiente (el sistema coordinado exocéntrico) o al campo gravitatorio (el sistema coordinado geocéntrico) (Martin, 2004). La orientación de una parte del cuerpo puede describirse en relación con cada uno de estos marcos de referencia, según cuál sea el contexto funcional. Por ejemplo, el conocimiento de la posición de la cabeza con respecto al medio ambiente es importante para estabilizar la visión, mientras que el de su posición con respecto al resto del cuerpo es importante para mantener la postura erecta. (Martin, 2004)

Por otro lado, la postura se define como la posición de todo el cuerpo o de un segmento del cuerpo en relación con la gravedad. Siendo esta el resultado del equilibrio entre las fuerzas musculares antigravitatorias y la gravedad. (Miralles, 2005)

La postura se puede analizar desde el punto de vista estático o dinámico. En estática, la postura es la posición relativa del cuerpo en el espacio donde se encuentra o de las diferentes partes del cuerpo en relación con las otras. En dinámico se define como el control minucioso de la actividad neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación. (Miralles, 2005)

Según Kendall, Peterson y Geise (2000), la actitud postural representa el conjunto de posturas que adoptan todas las articulaciones del cuerpo en un momento determinado, y el alineamiento postural estático se define en relación a la posición de diversas articulaciones y segmentos corporales.

La evaluación y tratamiento de los problemas posturales exige el conocimiento de una serie de principios generales relacionados con el alineamiento, las articulaciones y los músculos (Kendall, Peterson y Geise, 2000):

- El alineamiento incorrecto origina estrés y una tensión innecesaria que afecta a los huesos, articulaciones, ligamentos y músculos.
- La valoración de las posiciones articulares indica los músculos que se encuentran elongados y los que se encuentran en posición de acortamiento.
- Existe una correlación entre el alineamiento y los hallazgos musculares obtenidos en las pruebas, cuando la actitud postural constituye un hábito.
- La debilidad muscular permite la separación de las zonas donde se inserta el músculo.
- El acortamiento muscular mantiene próximas entre sí las zonas donde se inserta el músculo.
- La debilidad por estiramiento puede producirse en aquellos músculos monoarticulares que permanecen en un estado de elongación.
- El acortamiento compensatorio puede producirse en aquellos músculos que se mantienen en un estado permanente de acortamiento.

La postura del cuerpo humano exige en todo momento una adecuada distribución del tono muscular, hecho que precisa de una síntesis compleja de múltiples informaciones sensoriales (propioceptivas, exteroceptivas plantares, vestibulares o laberínticas y visuales), las cuales no sólo están en función del entorno sino de los movimientos voluntarios o automáticos llevados a cabo. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

Modelo Postural de Kendall

Para el estudio de la postura estática es fundamental conocer el alineamiento estático ideal, ya que a través de éste es posible tener un marco de referencia que permita comparar los hallazgos posturales. Según Kendall el alineamiento esquelético ideal implica un mínimo de tensión y deformación a los tejidos del cuerpo, y conduce al logro de la máxima eficiencia del cuerpo. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

En el modelo postural la columna presenta una serie de curvaturas normales y los huesos de las extremidades inferiores se encuentran alineados, de forma que el peso del cuerpo se reparta adecuadamente. La posición “neutral” de la pelvis conduce a un alineamiento correcto del abdomen y el tronco, junto al de las extremidades inferiores. El tórax y región superior de la espalda se sitúan en una posición que favorece el funcionamiento de los órganos respiratorios. La cabeza se encuentra erguida en una posición de equilibrio que minimiza la tensión de la musculatura cervical. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

Debido a que esta investigación se centra en la descripción de las desviaciones posturales en el plano sagital es que se describirá la alineación postural ideal y los patrones de desviaciones posturales de Kendall en dicho plano. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

A continuación en la figura 2, se describen los patrones posturales de Kendall y las posiciones de sus respectivos segmentos corporales:

Fig. 2
Alineación segmentaria plano sagital

Segmento	Postura ideal	Postura Cifolordótica	Postura de espalda arqueada	Postura “tipo militar”	Postura de espalda aplanada
Cabeza	Posición neutra	Hacia delante	Hacia delante	Posición neutra	Hacia delante
Columna cervical	Convexa hacia adelante (normal)	Hiperextendida	Ligeramente extendida	Curva normal, ligeramente anterior	Ligeramente extendida
Escápulas	Aplanadas contra la parte superior de la espalda (normal)	Abducción	-----	-----	-----

Columna dorsal	Convexa hacia atrás (normal)	Flexión aumentada (cifosis)	Gran cifosis con desplazamiento posterior de la parte superior de tronco.	Curva normal, ligeramente posterior	Flexión superior aumentada, y parte inferior recta
Columna lumbar	Ligeramente convexa hacia atrás (curva normal)	Hiperextendida (lordosis)	Flexión aumentada con aplanamiento lumbar	Hiperextendida (lordosis)	Columna lumbar flexionada (recta)
Pelvis	Posición neutra	Inclinación anterior (anteversión)	Inclinación posterior (retroversión)	Inclinación anterior (anteversión)	Inclinación posterior (retroversión)
Cadera	Posición neutra	Flexionada	Hiperextendida	-----	Extendida
Rodilla	Posición neutra	Ligeramente hiperextendida	Hiperextendida	Ligeramente hiperextendida	Ligeramente hiperextendida
Tobillo	Posición neutra	Ligera flexión plantar	Posición neutra	Ligera flexión plantar	Ligera flexión plantar

V.- Test de la Plomada

La intersección de los planos corporales intermedios sagital y coronal representa una línea análoga al eje de gravedad. En torno a esta línea, el cuerpo se halla hipotéticamente en una posición de equilibrio. Esta posición implica la distribución equilibrada del peso y la estabilidad en cada articulación. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

Cuando se observa una postura erecta se utilizan líneas de plomada para representar los ejes de referencia. Una línea de plomada es una cuerda en cuyo extremo se sujeta una plomada para que se mantenga absolutamente vertical (que sirva de referencia para medir las posibles desviaciones). El punto donde se encuentra suspendida la plomada debe ser un punto fijo de referencia. Ya que el único plano fijo de la posición erecta se localiza en la base donde los pies contactan con el suelo, el punto de referencia deberá situarse en esta base.

(Kendall, Peterson y Geise, 2000)

El test de la línea de plomada se utiliza para determinar si los puntos de referencia del sujeto se encuentran alineados de igual manera que sus puntos correspondientes en el modelo postural. Las desviaciones de los diferentes puntos de referencia revelan el grado de incorrección del alineamiento del sujeto. Para realizar la prueba, el sujeto se coloca al lado de una plomada suspendida de una cuerda. En la vista lateral, la línea de plomada debe discurrir por un punto situado inmediatamente delante del maléolo lateral. (Kendall, Peterson y Geise, 2000)

Los siguientes puntos descritos por Kendall, Peterson y Geise (2000), son los que coinciden con la línea de referencia en el alineamiento ideal, visto lateralmente:

- Ligeramente por delante del maléolo lateral.
- Ligeramente por delante del eje de la articulación de la rodilla.
- Ligeramente por detrás del eje de la articulación de la cadera.
- Cuerpos de las vértebras lumbares.
- Articulación del hombro.
- Cuerpos de la mayoría de las vértebras cervicales.
- Meato auditivo externo.
- Ligeramente por detrás del vértice de la sutura coronal.

Cabe destacar que la postura no se mantiene fija en el tiempo producto de la fuerza de gravedad que actúa sobre el cuerpo humano, el cual al tratar de mantener el equilibrio se encuentra en constante movimiento.

VI.- Control postural

Según Shumway-Cook y Woollacott (1995), la estabilización del cuerpo en el espacio (control de la postura y del equilibrio), junto con el desplazamiento del cuerpo en el espacio conforman en conjunto el control motor, el cual puede definirse de forma general como el estudio de la causa y naturaleza del movimiento.

En el presente estudio, se realizará una descripción de la postura bípeda mantenida, por lo que se ahondará principalmente en el control de la postura y del equilibrio.

Para comprender el comportamiento postural de los individuos, debemos entender la acción del control postural y examinar el efecto sobre la postura.

El control postural implica el control de la posición del cuerpo en el espacio para lograr un doble propósito de estabilidad y orientación. (Shumway-Cook y Wollacott, 1995)

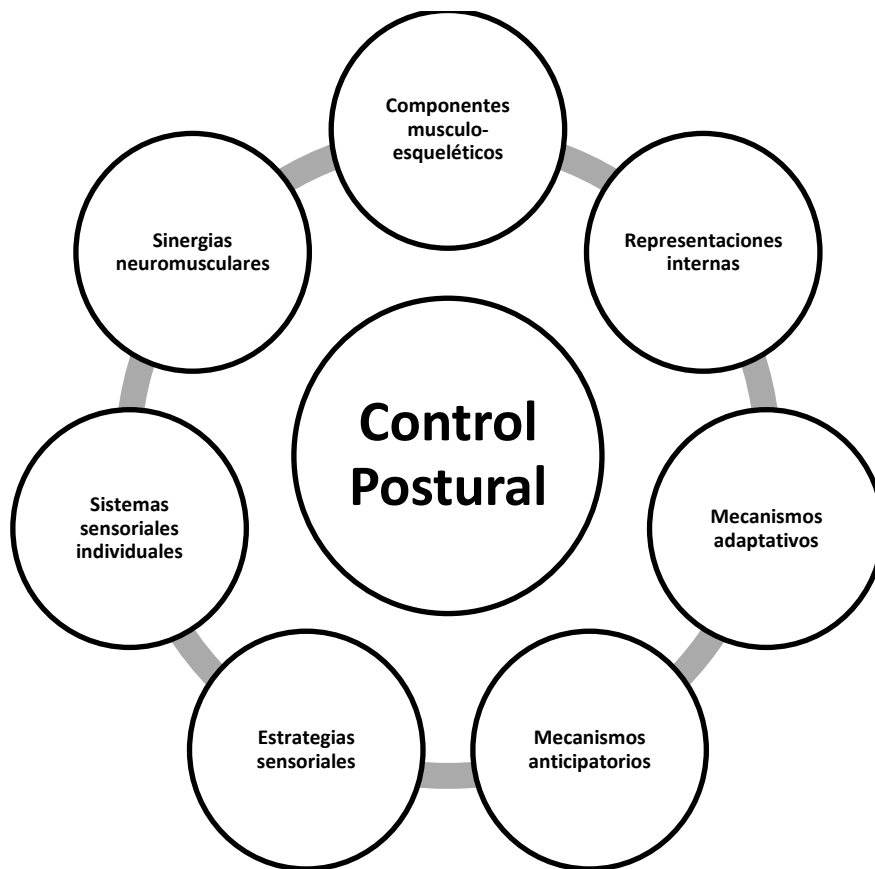
La orientación postural se define como la capacidad de mantener una relación apropiada entre las partes del cuerpo y entre el cuerpo y el entorno de la actividad. Para la mayoría de las actividades funcionales se mantiene una orientación vertical del cuerpo. En el proceso de establecer esa orientación, se emplean múltiples referencias sensoriales, que incluyen la gravedad (el sistema vestibular), la superficie de apoyo (el sistema somatosensorial) y la relación de nuestro cuerpo con los objetos que forman parte del ambiente (sistema visual). (Shumway-Cook y Wollacott, 1995)

La estabilidad postural se define como la capacidad de mantener la posición del cuerpo y, específicamente, del centro de gravedad (CG), dentro de márgenes específicos en el espacio, los llamados límites de estabilidad. Los

límites de estabilidad son los bordes de un área del espacio donde el cuerpo puede mantener su posición sin cambiar la base de apoyo (base de sustentación). No son márgenes fijos sino que cambian según la actividad, los mecanismos biológicos del individuo y los diversos aspectos del ambiente. La estabilidad comprende establecer una armonía entre las fuerzas desestabilizadoras y estabilizadoras. (Shumway-Cook y Wollacott, 1995)

El control postural para la estabilidad y la orientación requiere (a) la integración de la información sensorial para evaluar la posición y movimiento del cuerpo en el espacio y (b) la capacidad de generar fuerzas para controlar la posición del cuerpo. De esta forma, el control postural exige una compleja interacción de los sistemas musculoesqueléticos y neural, como se observa en la figura 3.

Fig. 3
Interacción de los componentes del control postural



Los componentes musculoesqueléticos abarcan elementos como el rango de movimientos articular, la flexibilidad espinal, las propiedades musculares y las relaciones biomecánicas entre las partes del cuerpo.

Los componentes neurales esenciales para el control comprenden (a) los procesos motores, como las sinergias de respuesta neuromuscular; (b) los procesos sensoriales, como los sistemas visual, vestibular y somatosensorial; (c) las estrategias sensoriales que organizan estos múltiples impulsos; (d) las representaciones internas fundamentales para el mapa de las sensaciones para la acción y (e) los procesos de nivel superior o influencias cognitivas, básicos para los aspectos adaptativos y anticipatorios del control postural. El control postural adaptativo implica la modificación de los sistemas motor y sensorial en respuesta

a las cambiantes necesidades de la actividad y del ambiente. Por otra parte, los componentes anticipatorios presintonizan dichos sistemas para las necesidades posturales basándose en la experiencia y aprendizaje previo. Otros aspectos de la cognición que afectan el control postural incluyen procesos como la atención, motivación e intención. (Shumway-Cook y Wollacott, 1995)

Por otro lado, la postura se orienta respecto a tres marcos de referencia: a través de la posición relativa de las diferentes partes del cuerpo con respecto a sí mismas (sistema coordinado egocéntrico) mediante la propiocepción y el tacto, al ambiente (sistema coordinado exocéntrico) mediante la visión, o al campo gravitatorio (sistema coordinado geocéntrico) mediante el sistema vestibular (Martin, 2004). La orientación de una parte del cuerpo puede describirse en relación con cada uno de estos marcos de referencia, según cuál sea el contexto funcional. Por ejemplo, el conocimiento de la posición de la cabeza con respecto al medio ambiente es importante para estabilizar la visión, mientras que el de su posición con respecto al resto del cuerpo es importante para mantener la postura erecta (Martin, 2004).

La regulación de la postura con respecto a la gravedad es importante para mantener el equilibrio postural, que puede definirse como aquel estado en el que todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo están equilibradas de tal forma que el cuerpo mantiene la posición deseada (equilibrio estático) o es capaz de avanzar según un movimiento deseado sin perder el equilibrio (equilibrio dinámico), es decir, la suma de las fuerzas ejercidas y de sus momentos es cero. (Martin, 2004)

Para el mantenimiento del equilibrio es necesario que la proyección al suelo del centro de gravedad se mantenga en el interior de la superficie de apoyo (base de sustentación), que en el caso de la postura bípeda es el polígono en el que se incluyen los pies (Martin, 2004). Para reducir al mínimo el efecto de la gravedad y el gasto energético, en el equilibrio en bipedestación, el cuerpo se

mantiene alineado, de tal manera que la línea vertical de la gravedad, en un plano sagital, baja por el centro de la zona mastoidea y un poco por delante de las articulaciones del hombro, la cabeza y el tobillo.

Ahora bien, el control postural al cumplir su objetivo de estabilidad y orientación, permitiría la utilización libre de las extremidades superiores y de la atención. El control postural dispone de distintas tácticas para mantener dicha estabilidad, las cuales están en función del tipo de aferencias disponibles las condiciones externas o ambientales y la edad de los sujetos (Martin, 2004).

Para mantener el equilibrio durante los distintos movimientos del tronco o de las extremidades, es necesario que el movimiento voluntario vaya precedido de un movimiento contrario y anticipado que traslade la proyección al suelo del centro de gravedad dentro de la nueva base de sustentación que pretende utilizar (Martin, 2004).

Según Martin (2004), la organización central del control del equilibrio se basa en cuatro elementos:

- Valor de referencia estabilizado: aquel lugar de proyección al suelo del centro de gravedad en condiciones estáticas.
- Señales detectoras de error: aquella información aferente proveniente del sistema laberíntico, visual, propioceptivo y cutáneo respecto a los desequilibrios.
- Esquema corporal postural: aquel que informa sobre la orientación del cuerpo con respecto a la vertical gravitatoria (receptores vestibulares, graviceptores somáticos), sobre la posición de los segmentos corporales unos respecto a otros (aferencias de los husos musculares) y sobre sus propiedades dinámicas (sobre todo de las condiciones de apoyo)
- Reacciones posturales: aquellas que mantienen la posición de referencia y que se organizan a partir de los mensajes de error mediante dos tipos de

bucles: uno continuo ante los cambios lentos de posición, y otro discontinuo y fásico que asegura una rápida corrección.

Durante la bipedestación inmóvil se producen pequeñas cantidades de balanceos posturales de forma espontánea. Los factores que colaboran con la estabilidad en esta situación son la alineación del cuerpo, el tono muscular y el tono postural (Shumway-Cook y Wollacott, 1995). La alineación del cuerpo minimiza el efecto de las fuerzas gravitacionales, que tienden a sacarnos del centro; el tono muscular es la fuerza con que el músculo resiste al estiramiento y es necesario para evitar el colapso en respuesta al estiramiento producido por la gravedad.; el tono postural, en cambio, es la actividad tónica que tienen los llamados músculos antigravitatorios con el objetivo de mantener el cuerpo en una posición vertical durante la bipedestación (Martin, 2004).

Shumway-Cook y Wollacott (1995), describieron algunos de los músculos del cuerpo que se activan tónicamente durante la bipedestación inmóvil, que son (a) el sóleo y los gemelos, puesto que la línea de gravedad cae ligeramente delante de la rodilla y el tobillo; (b) el tibial anterior, cuando el cuerpo se balancea hacia atrás; (c) el glúteo medio y el tensor de la fascia lata pero no el glúteo mayor; (d) el ilipsoas, que evita la hiperextensión de las caderas, pero no los isquiotibiales y cuádriceps y (e) los erectores espinales torácicos del tronco (junto con la activación intermitente de los abdominales), ya que la línea de gravedad cae delante de la espina dorsal.

Bases Neurofisiológicas del control postural:

Según Martin (2004), la concepción del control postural ha cambiado desde los trabajos de Sherrington, donde se entendía al control postural como una sucesión de actividades reflejas, hacia el concepto de control central regulado a partir de aferencias periféricas y en el que intervienen todos los niveles del sistema nervioso de una forma compleja y dependiente del contexto propuesto

por Pompeiano en el año 1994. (Martin, 2004)

El control del equilibrio en posición de pie y apoyo bipodal fue modelizado, en un principio, a partir de estudios que recurrían a las plataformas de fuerzas estáticas, como un péndulo invertido cuyo eje de rotación sería el tobillo. Aunque en algunas circunstancias parece como si el cuerpo se comportara como un bloque rígido que oscilara alrededor del tobillo, el desarrollo del análisis cinesiológico, a partir de la electromiografía de superficie, y el análisis cinemático, a partir de los dispositivos optoelectrónicos, ha permitido evidenciar una organización mucho más sofisticada a partir de la superposición de una serie de módulos superpuestos desde los pies a la cabeza (extremidades inferiores, tronco, cabeza), de forma que cada uno de ellos se encuentra unido al módulo subyacente mediante un conjunto de músculos que disponen de su propia regulación central y periférica. (Martin, 2004)

El control postural se organiza, por lo tanto, de un modo segmentario, en forma de actividades reflejas y frecuentemente inconscientes; existe de este modo una regulación de la posición de la cabeza sobre el cuello, de los diferentes segmentos del raquis entre sí y de las extremidades entre sí y en relación con el tronco. En lo que concierne al control de la cabeza conviene resaltar que ésta es el soporte de tres familias de receptores: la retina, los receptores laberínticos sensibles a la gravedad y los propioceptores musculares del cuello. Por consiguiente, la cabeza se puede estabilizar a partir de distintos marcos de referencia y sensores: con relación al eje de la mirada, con relación a la vertical gravitatoria o con relación al eje del tronco. Junto a esta organización segmentaria, existe una coordinación intersegmentaria responsable de la función general de mantenimiento del equilibrio. (Martin, 2004)

Centros

En el control postural intervienen múltiples estructuras del sistema nervioso central (SNC) (Martin, 2004), aunque los centros principales son el tronco cerebral, el cerebelo, los ganglios de la base y los hemisferios cerebrales a nivel del área motora suplementaria y del lóbulo parietal derecho.

Los ganglios de la base y el tronco cerebral son los centros reguladores de los ajustes posturales, actúan de forma anticipada (feedforward) y en el bucle de retroacción (feedback).

Las estructuras hemisféricas desempeñarían un papel especial en la representación corporal, que fija el sistema de referencia egocéntrico, y en la elaboración de la respuesta motora.

El cerebelo desempeña un papel importante en la regulación del movimiento al nivel de las sinergias musculares. Desde hace unos años se insiste en su papel clave en la adquisición y aprendizaje de los movimientos. (Martin, 2004)

Aferencias Periféricas

Según Martin en el 2004, el control postural exige de un conjunto de aferencias que incluyen toda aquella información, que procedente tanto del exterior como el interior, es imprescindible para la regulación de la postura, correspondiendo a aferencias de tipo propioceptivas (articulares y musculares), cutáneas, vestibulares y visuales.

- **Aferencias articulares:** los receptores articulares (corpúsculos de Ruffini y corpúsculos de Pacini) se localizan en la cápsula de la articulación y son

sensibles a la presión y a la tensión capsular. Su activación se detecta preferentemente en posiciones articulares extremas.

- **Aferencias musculares:** estas aferencias están controladas por los husos neuromusculares, los cuales incluyen una terminación primaria, conectada a una fibra de tipo Ia, la cual posee una mayor sensibilidad al estiramiento pasivo del músculo, sobre todo ante estiramientos rápidos de baja amplitud (del orden de 0,1 mm), y un número variable de terminaciones secundarias que, conectadas a fibras II, tienen un umbral más elevado y una mayor sensibilidad a la posición (Martin, 2004).
- **Aferencias cutáneas:** existen aferencias cutáneas muy variables entre sí, tanto por la naturaleza de los receptores cutáneos como por la de las fibras nerviosas aferentes. Están por una, por una parte, los mecanorreceptores, sensibles a la presión y las vibraciones, caracterizados por un umbral bajo de activación y una forma de adaptación variable (fásica o tónica), mientras que por otra parte, se diferencian los nociceptores, sensibles al dolor, de umbral de estimulación elevado e inervados por fibras de velocidad de conducción lenta.
- **Aferencias vestibulares:** el sistema vestibular está situado en el oído interno e incluye dos tipos de receptores: los otolitos, sensibles a la posición de la cabeza y su aceleración lineal, y los canales semicirculares, que se ponen en juego con la rotación de la cabeza y son sensibles a la aceleración angular.

Las aferencias vestibulares se distribuyen hacia los núcleos vestibulares del tronco del encéfalo y el cerebelo donde convergen con información visual. Los núcleos vestibulares dan lugar en la rotación de la cabeza a los reflejos vestibulooculares encargados de estabilizar el entorno visual y durante el desplazamiento lineal a los reflejos vestibulocervicales que regulan el tono muscular y los movimientos de la cabeza y de las extremidades en el desequilibrio (Martin, 2004).
- **Aferencias visuales:** la visión contribuye a mejorar el control postural asegurado en primer lugar por las aferencias propioceptivas y vestibulares.

Su papel se vuelve fundamental cuando existe una disminución de las aferencias de otros orígenes (signo de Romberg) y en el control del programa motor durante la marcha para adaptarlo a las condiciones externas (Martin, 2004). En la visión interviene, no solamente la visión consciente (macular y periférica) sino también, la percepción automática del movimiento.

Efectores musculares

Tanto en la musculatura axial como periférica se reparten el conjunto de músculos que aseguran la parte activa del control postural y del equilibrio, oponiéndose a la acción de la gravedad. Su distribución se explica a partir de la noción de proyección del centro de gravedad y de la cinemática articular. Desde un punto de vista biomecánico, se oponen en cada articulación al momento del centro de gravedad de los segmentos corporales subyacentes (Martin, 2004). De este modo es como ejercen la fuerza, bien de un modo pasivo, por la intervención de su componente viscoelástico (tono muscular), o bien de una forma activa mediante su reclutamiento automático (tono postural).

Sistemas sensoriales que contribuyen al control postural

Un control postural efectivo requiere más que la capacidad de generar y aplicar fuerzas para controlar la posición del cuerpo en el espacio. Para conocer cuándo y cómo aplicar estas fuerzas de restablecimiento, el SNC debe poseer una imagen exacta de dónde se ubica el cuerpo en el espacio y si está detenido o en movimiento (Shumway-Cook y Woollacott, 1995).

Sistema vestibular

El sistema vestibular está diseñado para obtener información sobre la postura y el movimiento, para lo cual es capaz de medir la aceleración lineal a través del utrículo y el sáculo, y aceleración angular de la cabeza a través de los conductos semicirculares (Martin, 2004).

La información relativa a la aceleración de la cabeza es transmitida por el nervio vestibular principalmente a los núcleos vestibulares del bulbo raquídeo desde donde se proyecta a los núcleos ventroposterior y ventrolateral del tálamo que a su vez lo hace en las áreas corticales 2 y 3 de la corteza somatosensitiva primaria, la cual es la responsable de generar una medida subjetiva de automovimiento y de percepción del mundo externo (Martin, 2004).

Las conexiones hacia los núcleos vestibulares desde el nervio vestibular se realizan de manera homolateral a los núcleos vestibulares medial, lateral, superior y descendente. Según Martin estos núcleos integran las señales procedentes de la médula espinal, el cerebelo y el sistema visual, y se proyectan a diferentes centros: los núcleos oculomotores, los centros reticulares y medulares dedicados al movimiento esquelético, las regiones vestibulares del cerebelo (flóculo, nódulo, paraflóculo ventral y úvula) y el tálamo. Además cada núcleo vestibular se proyecta a otros núcleos vestibulares homolaterales y contralaterales.

Por otro lado Martin describe la directa relación entre los conductos semicirculares y la musculatura extraocular. Los tres pares de conductos semicirculares, perpendiculares entre sí, se encuentran situados aproximadamente en la dirección de estiramiento de cada uno de los dos pares de músculos extraoculares complementarios: los conductos horizontales izquierdo y derecho en el plano de los rectos internos y externos, los conductos anterior izquierdo y posterior derecho en un plano próximo al de los rectos superior e inferior y al de los oblicuos derechos superior e inferior; y los conductos anterior

derecho y posterior izquierdo en la proximidad del plano de los rectos verticales derechos y de los oblicuos izquierdos. Las conexiones anatómicas de los nervios vestibulares reflejan en espejo la disposición geométrica, por tanto, las señales procedentes de cada conducto se proyectan en los núcleos motores, de forma que cada conducto excita el par de músculos cuya dirección se opone a la dirección de rotación de la cabeza, mientras que cada conducto inhibe el par de músculos cuya acción tiene la misma dirección.

Las distintas conexiones entre los núcleos vestibulares y los diferentes centros son responsables de la puesta en marcha de una serie de reflejos o reacciones que el cuerpo utiliza para compensar los movimientos de la cabeza y del cuerpo. Estos reflejos son los reflejos vestibulooculares, que mantienen fijos los ojos cuando se mueve la cabeza, y los reflejos vestibuloespinales, que permiten al sistema motor esquelético compensar el movimiento de la cabeza (Martin, 2004).

Sistema propioceptivo

Las aferencias propioceptivas son imprescindibles dentro del control de la postura y del equilibrio, ya que proporcionan información sobre la posición de las distintas articulaciones entre sí y el grado de tensión de la musculatura que las mantiene.

Según Sherrington, la propiocepción corresponde a aquellas señales sensitivas generadas por los propios movimientos del cuerpo al activar los receptores localizados en músculos, tendones, articulaciones y piel. Además esos receptores no sólo informan de los movimientos en sí, sino de la tensión muscular y la posición u orientación de las distintas articulaciones y segmentos corporales (Martin, 2004).

En cuanto a los receptores de la propiocepción, estos están formados por distintos tipos de terminaciones nerviosas diferenciadas entre los que destacan: los husos musculares, los órganos tendinosos de Golgi y los receptores cinésicos articulares. Todos ellos se caracterizan por una escasa capacidad de adaptación, lo que facilita una información constante al encéfalo sobre el estado de las distintas partes del cuerpo a fin de garantizar la postura y el equilibrio (Martin, 2004).

La información recogida y transducida por los receptores propioceptivos es transmitida por distintas neuronas sensitivas (las neuronas ganglionares de la raíz dorsal) que al entrar en la médula espinal siguen distintos caminos: el de los cordones posteriores (fascículos de grácil y cuneiforme) o el de los fascículos espinocerebelosos.

La información propioceptiva consciente transmitida por las neuronas que forman parte de los cordones posteriores asciende directamente, a través de la médula espinal, para hacer su primera sinapsis directamente en el bulbo raquídeo. En los niveles medulares altos, las columnas dorsales se dividen en dos haces: el fascículo grácil y el cuneiforme. Los axones de ambos haces terminan en la parte inferior del bulbo raquídeo, en el núcleo grácil y en el núcleo cuneiforme, respectivamente. Por otro lado, la información mecanosensitiva procedente de la cara y el cuello es transmitida por el nervio trigémino al núcleo del trigémino, situado en la protuberancia por delante de los núcleos de la columna dorsal (Martin, 2004). Los axones procedentes de los núcleos grácil, cuneiforme y del trigémino cruzan al lado contralateral a nivel del bulbo y de la protuberancia, respectivamente, y ascienden, formando el haz bulbo-talámico (parte del haz lemnisco interno o medial), hasta los núcleos ventrales (postero-interno y postero-externo) del tálamo. Desde el tálamo la información propioceptiva se proyecta al área somatosensitiva de la corteza cerebral (áreas 1, 2 y 3 de Brodmann). Desde éstas zonas sensitivas somáticas de la corteza parten eferencias hacia la corteza motora encargadas de regular, a través de un

mecanismo de retroalimentación positiva, la contracción muscular (Martin, 2004).

El otro camino que sigue la información propioceptiva (inconsciente), es el de los fascículos espinocerebelosos posterior y anterior. El fascículo espinocerebeloso posterior contiene información del lado homolateral y penetra en el cerebelo a través de los pedúnculos cerebelosos inferiores del bulbo, mientras que el fascículo espinocerebeloso anterior contiene información tanto contralateral como ipsilateral y penetra en el cerebelo por los pedúnculos cerebelosos superiores de la protuberancia. (Martin, 2004)

Sistema visual

El aporte de las aferencias visuales al control del equilibrio no se produce de forma directa en la transmisión de la vía visual, como sucedía en los dos sistemas aferentes anteriores, sino que se hace a través de múltiples vías accesorias o secundarias que ponen en relación la vía visual con multitud de centros cerebrales (Martin, 2004).

La vía directa de transmisión de la información visual se produce desde las células retinianas, a través del nervio óptico primero y las cintillas ópticas después, hasta el núcleo geniculado lateral del tálamo y desde éste a la corteza visual primaria (área de 17 de Brodmann).

Como Martin mencionó anteriormente, la información visual además tiene otros múltiples lugares de proyección, ya que es necesaria para múltiples funciones como es el control postural, los movimientos oculares, el reflejo fotomotor, los ritmos circadianos, algunas funciones conductuales, entre otras. Con relación al control postural son de interés las conexiones que se establecen entre los tractos ópticos y los núcleos vestibulares, así como con los tubérculos cuadrigéminos superiores. La conexión entre el sistema vestibular y el visual se produce a través de la proyección de neuronas retinianas directamente sobre los

núcleos vestibulares, donde convergen ambos tipos de aferencias. La interacción entre los sistemas vestibular y motor ocular se pone de manifiesto en los fenómenos de estabilización del ojo (reflejos vestibulooculares y optocinéticos) que permiten distinguir los objetos que están fijos en el espacio visual de los que están en movimiento.

El otro punto de convergencia de la información visual con el sistema regulador de la postura y el equilibrio se establece por las conexiones entre los tubérculos cuadrigéminos superiores y el cerebelo (vestibulocerebelo). Se dice que el sistema postural utiliza tácticas distintas en función de las aferencias visuales, esto se entiende cuando se compara la estabilidad postural mantenida con los ojos abiertos y con los ojos cerrados.

La repercusión de las aferencias visuales sobre la regulación de la postura ha sido objeto de numerosos estudios, los cuales hablan de la individualidad respecto a la dependencia o independencia del campo visual (Martin, 2004), es decir, los sujetos normales pueden ser visualmente dependientes, es decir, aquellos que confían en su campo de referencia visual (aferencias visuales) para el mantenimiento de su equilibrio ortoestático; o visualmente independientes, aquellos que confían en su campo gravitacional (aferencias vestibulares y propioceptivas). Este hecho supondría el registro de un mayor número de oscilaciones posturales, cuando el individuo mantiene la postura con los ojos cerrados, en los sujetos visualmente dependientes que en los propiamente independientes.

Estrategias sensoriales en bipedestación inmóvil:

Para el control del equilibrio en bipedestación inmóvil, contribuyen los impulsos somatosensoriales de todo el cuerpo. Del mismo modo la visión lo hace de forma activa, lo cual se demuestra por el aumento en la amplitud del balanceo que se produce al cerrar los ojos (signo de Romberg). (Shumway-Cook y

Woollacott, 1995)

Durante oscilaciones lentas similares a la bipedestación inmóvil, todos los impulsos visuales, vestibulares y somatosensoriales influyen en el control del equilibrio en adultos normales. Sin embargo al producirse una perturbación momentánea de la superficie, los impulsos que dominan el control postural son los somatosensoriales para el adulto, mientras que para los niños que aprenden a pararse son los visuales. De manera interesante los niños y los adultos mayores, no efectúan grandes balanceos en respuesta a estos movimientos, lo que indica que en los adultos, la visión no parece tener una función importante en compensar las perturbaciones momentáneas. (Shumway-Cook y Woollacott, 1995)

Las latencias de respuesta muscular a las señales visuales que indican balanceo son bastante bajas, alrededor de 200 ms, en contraste con las respuestas somatosensoriales activadas en respuesta a traslaciones de la superficie de apoyo (80 a 100 ms) (Shumway-Cook y Woollacott, 1995). Debido a que las respuestas somatosensoriales parecen ser más rápidas que aquellas producidas por la visión, los investigadores han sugerido que el sistema nervioso depende preferentemente de los impulsos somatosensoriales para controlar el balanceo corporal cuando un desequilibrio es causado por rápidos desplazamientos de la superficie de apoyo.

Por otro lado los impulsos vestibulares tienen solo una pequeña función en la recuperación del control postural cuando la superficie de apoyo se desplaza horizontalmente.

Sin importar la actividad, ningún sentido por sí mismo puede proporcionar al SNC información precisa sobre la posición y movimientos del cuerpo en el espacio en todas las circunstancias.

Shumway-Cook y Woollacott (1995) describen que en entornos donde un sentido no proporciona una información óptima o exacta sobre la posición del cuerpo, se reduce la importancia otorgada a ese sentido como fuente de orientación, mientras aumenta la de otros sentidos más precisos. Gracias a la redundancia de sentidos disponibles para la orientación y a la capacidad del SNC para modificar la importancia relativa de cualquier sentido para el control postural, los individuos son capaces de mantener el equilibrio en diversos entornos.

Estrategias Posturales

Para cumplir con la finalidad del control postural de mantener el equilibrio, se requiere de la integración de toda la información sensorial del SNC, lo cual da como resultado el desarrollo de un conjunto de respuestas posturales que se conocen con el nombre de estrategias de estabilización o ajustes posturales. (Martin, 2004)

Para compensar el efecto perturbador del movimiento y con la finalidad de prevenir o reducir al máximo el desplazamiento del centro de gravedad, el cerebro utiliza dos procedimientos. Uno de ellos implicaría un ajuste postural reaccional (reflejos), con el inconveniente de sobrevenir un cierto retraso ya que requieren información sensorial (feedback), mientras que el otro consistiría en una serie de ajustes posturales anticipados, que a través de redes nerviosas adaptativas, se liberarían como un todo antes de iniciarse la perturbación (Martin, 2004), están generadas centralmente (feedforward) y no requieren aferencias sensoriales (Martin, 2004).

Ajuste Postural Reaccional (feedback)

Los ajustes posturales reaccionales comprenden un conjunto de reflejos que, requiriendo información sensorial, contribuyen a mantener la postura. Los reflejos son los siguientes:

- Reflejos vestibuloespinales
- Reflejos vestibulocervicales
- Reflejos cervicocervicales
- Reflejos cervicoespinales
- Reflejos vestibulooculares
- Reflejos optocinéticos

La finalidad de los reflejos posturales es mantener la postura de referencia o adaptarla al entorno, de tal manera que estos estabilizan en primer lugar la cabeza con respecto al espacio (vestibulocervicales y cervicocervicales), después el tronco en relación con la cabeza (vestibuloespinales, y cervicoespinales) y, finalmente, los miembros con relación al tronco. (Martin, 2004)

Ajustes Posturales Anticipatorios (feedforward)

Los ajustes posturales anticipatorios son acompañamientos posturales que prevén el efecto del movimiento con el fin de reducir al mínimo la alteración postural producida por este. Estos ajustes posturales aparecen ante la ejecución de los movimientos voluntarios, estabilizan la postura y se caracterizan por la contracción de ciertos grupos musculares que no intervienen directamente en el movimiento voluntario propiamente dicho.

Estos ajustes posturales requieren la adquisición de información, por medio de la experiencia, y el aprendizaje y almacenaje de esas reacciones o sinergias que, de una forma prácticamente automática e inconsciente, se liberan como un todo.

Dentro de los ajustes posturales tiene especial relevancia en el mantenimiento de la postura bípeda el aprendizaje motor del control vestibuloocular, en el que interviene de una manera muy importante, al igual que en el resto de los ajustes posturales, el cerebelo.

El aprendizaje motor del sistema vestibuloocular es adaptativo, ya que es capaz de ajustarse a la nueva demanda funcional, y plástico, ya que una vez establecido un cambio este se mantiene. Este cambio o ajuste en la eficacia sináptica recibe el nombre de ganancia nerviosa en la vía refleja. (Martin, 2004)

VII.- Acelerometría

Según Yang & Hsu en el 2010, el acelerómetro es un tipo de sensor que mide la aceleración de los objetos en movimiento a lo largo de ejes de referencia. Puede ser medida en los tres ejes (acelerómetros triaxiales), en los dos ejes (acelerómetros biaxiales), o en un eje (acelerómetros monoaxiales).

El dispositivo denominado “acelerómetro”, se refiere generalmente al transductor que comprende dos mecanismos fundamentales: a) un sensor mecánico y b) un elemento que convierte la energía mecánica captada en energía eléctrica. Gracias a esta transformación, los datos pueden ser enviados a un computador mediante una señal eléctrica.

El acelerómetro se puede usar para registrar distintas propiedades físicas, tradicionalmente en objetos en movimiento. Puede ser una medición inercial de la velocidad y la posición; un sensor de inclinación, y como sensor de vibraciones o impactos.

Existen acelerómetros de distintos tipos dependiendo del uso que se le dé. Según Godfrey y cols (2008), en el movimiento humano, los estudios cinemáticos incluyen acelerómetros piezoeléctricos, piezoresistivos y capacitativo diferencial.

- **Acelerómetros Capacitivos Diferenciales:** estos funcionan con el principio de que el cambio de capacitancia es proporcional a la aceleración aplicada. Utilizan un capacitor diferenciable con placas centrales unidas a una masa en movimiento y a 2 placas externas fijas. Cuando el sujeto se mueve, la aceleración aplicada desequilibra el capacitor, cambiando la posición relativa de las placas, lo cual da lugar a una onda de salida del acelerómetro.
- **Acelerómetros Piezoeléctricos:** consisten en un elemento piezoeléctrico dispuesto sobre una masa sísmica. Al registrar un cambio de aceleración, la masa sísmica hace que el elemento piezoeléctrico se doble y haga contacto, lo que da como resultado una carga eléctrica. Se usan para altas frecuencias.
- **Acelerómetros Piezoresistivos:** están formados por una estructura de polisilicona, la cual tiene resortes del mismo material. Al existir un cambio de aceleración, hay movimiento de los resortes, los cuales generan una resistencia eléctrica. Se usan para detectar señales de vibración.

Uso de los acelerómetros para captar el movimiento humano

El uso de los acelerómetros para registrar componentes del movimiento humano comienza en los años 50, principalmente para la medición de velocidades y aceleración de la marcha. En los años 70, su uso se vuelve más masivo, debido a avances tecnológicos alcanzados. (Godfrey y cols, 2008)

Actualmente, el uso de acelerómetros se ha incrementado considerablemente en investigaciones de balance postural, en diversas patologías, ya que consisten en un medio de bajo costo para realizar mediciones

de distintas propiedades del movimiento humano, en comparación al posturógrafo que constituye el goldstandard (Godfrey y cols, 2008). Apoyando esta afirmación, otro estudio señala: “Las mediciones con acelerometría mostraron una buena a excelente fiabilidad, comparable, si no superior a los que utilizan centro de presión... Por lo tanto, la acelerometría parece proporcionar una vía prometedora para una medición del balance portátil, fiable y de bajo costo”. (Whitney y cols, 2010)

Por otro lado, Kamen y cols (1998) realizaron una investigación basada en acelerometría para la evaluación del equilibrio y el balanceo postural. Aunque muchos procedimientos se han descrito para evaluar el equilibrio, muchas de estas técnicas presentan dificultades en su aplicación debido a los altos costos, la subjetividad, la especificidad de la evaluación o portabilidad, entre otros. Por lo que en este estudio se ocupó un sistema para la evaluación de equilibrio que supera algunas de estas dificultades. El sistema descrito utiliza un acelerómetro ligero, que se puede colocar fácilmente en la cabeza o en el tronco del sujeto, y se ha constituido en un sistema basado en un software para una mayor portabilidad y facilidad de uso. Dicho sistema podría ser construido con una fracción del precio de los sistemas basados en el uso de plataformas de fuerza.

La acelerometría en el movimiento humano y en la biomecánica se utiliza para determinar:

- Cinemática del cuerpo: hacia donde se desplaza, a qué velocidad y aceleración.
- Estática: determinando su existencia con la ausencia de aceleración.
- Movimientos lineales: movimientos tomados a partir de un punto fijo. Generalmente este punto es el centro de masa, en el cual es medible la acción de la gravedad sobre el cuerpo.
- Movimientos angulares: el movimiento se da alrededor de un punto, por lo que la medición se logra mediante acelerómetros multiaxiales.

Los estudios del área de salud han utilizado acelerometría en el cuerpo humano para determinar:

- Control postural mediante balance postural
- Equilibrio y riesgo de caídas
- Rendimiento físico de los individuos ante diversas patologías
- Estudio del movimiento de diferentes segmentos corporales
- Detección de ángulos y rotaciones de movimiento

Estudio del balance postural mediante acelerometría

La medición con acelerometría del balance postural presenta ventajas respecto a las técnicas tradicionales. Las últimas, resultan más costosas y complicadas, mientras que el método de medición con acelerómetros resulta más simple, menos costoso, más portable e igual de efectivo. Existen casos en que la medición con acelerómetros resulta mejor, ya que permite en ciertas patologías determinar, además del equilibrio postural estático, el equilibrio postural dinámico, lo que no era posible medir con plataforma de fuerzas. (Kamen y cols, 1998)

Las mediciones de balance postural con acelerometría tienen una gran fiabilidad, por lo que se vuelve una medida efectiva de medición de balance postural. La fiabilidad en posición bípeda estática resulta excelente en la mayoría de sus variaciones, excepto en posición de Tandem. (Marchetti, Bellanca, Whitney, Chia-Cheng, Musolino, Furman, Redfern, 2013)

La medición del balance postural con acelerometría, si bien no es el gold standard, en aplicación clínica, permite predecir el riesgo de caídas en los sujetos estudiados. (Kamen y cols, 1998; Marchetti y cols, 2013)

Se ha demostrado que la medición del balanceo postural con

acelerómetros ha permitido pesquisar diferencias entre personas con enfermedades vestibulares periféricas, de sujetos sanos y de sujetos que solo poseen otra característica que afecte al balanceo postural (Marchetti y cols, 2013).

VIII.- Relaciones entre discapacidad visual y desviaciones posturales

La visión juega un papel crucial en las habilidades del movimiento y en la forma general del cuerpo. Se ha demostrado que el sistema nervioso central está implicado en mantener la posición apropiada del cuerpo y en la realización de destrezas de movimiento de acuerdo con la información que recibe de los sistemas sensoriales, tales como la propiocepción, la visión, el tacto y los sentidos auditivos (Amouzadeh, Reza & Simin, 2012). La pérdida o deterioro de la visión hace que la coordinación y el movimiento se degraden, además de generar una disminución de la movilidad física en las personas ciegas, lo que las hace más propensas a presentar condiciones físicas adversas. (Amouzadeh, Reza & Simin, 2012)

La postura en los sujetos ciegos se estudia hace bastantes años, por ejemplo Siegel & Murphy (1970) plantean que existen desviaciones posturales comunes en los discapacitados visuales, las cuales son hipercifosis, hiperlordosis y pie plano. Posteriormente Di Francesco en el año 1980 sostuvo que la inclinación anterior de cabeza y la cifosis dorsal son dos de las desviaciones posturales más comúnmente observadas en los ciegos. Asociado a las desviaciones nombradas anteriormente, también puede ser evidente una flexión de rodilla y cadera leve a moderada en las personas con discapacidad visual, simplemente por pasar largos periodos sentado, así como también existe evidencia que indica que los sujetos ciegos tienen frecuentemente pie plano. (Di Francesco, 1980)

Por otro lado en una guía realizada por la Organización Nacional de Ciegos

Españoles (ONCE), Arnaiz en el año 1994 indicó que los patrones de movimiento y los problemas posturales asociados con los déficit parciales de la visión han sido analizados y descritos por varios autores, quienes explican que en estos sujetos se dan numerosos problemas posturales que tratan de compensar con otros patrones de movimiento. Estos problemas incluyen además falta de habilidad para contener la cabeza en posición normal, falta de fuerza en la parte que rodea al hombro y en la musculatura abdominal y falta de rotación del tronco y las caderas.

Al año siguiente la ONCE publicó un estudio de Mosquera (1995), quien realizó una investigación en la ciudad de Curitiba (Brasil) con 34 ciegos adultos, de sexo masculino y femenino y que tenían ceguera congénita, observándose que el 100 % de ellos presentaban algún desvío postural. Los casos típicos fueron: 76% hombros en antepulsión, 62% hombros caídos, 55% de hipercifosis, flacidez muscular en las cervicales escapulares y toracicoescapulares, flacidez de los pectorales, 70% de hiperlordosis, 33% de escoliosis, 85% de flacidez muscular de los abdominales y un 75% de flacidez musculares de los dorsales. Como se constata numéricamente, se puede confirmar que los sujetos ciegos presentan una postura característica de hombros caídos hacia adelante, cifosis acentuada, hiperlordosis en algunos casos y músculos antigraavitacionales con flacidez visible.

En el año 2001, Catanzariti, Salomez, Bruandet & Thevenon, confirman la mayor prevalencia de desviaciones de la columna en grupos de adultos y niños con discapacidad visual, en comparación con sujetos normales, asociando la prevalencia de escoliosis con la discapacidad visual. De igual forma, los resultados de Mosquera (1995) coinciden en ciertas desviaciones posturales, con los obtenidos en el estudio de Amouzadeh, Reza y Simin en el año 2012, quienes evaluaron el estado postural y la flexibilidad de un grupo de sujetos ciegos en relación a un grupo de sujetos con visión, utilizando mediciones basadas en la observación, inclinaciones anteriores y laterales de columna, pruebas con la línea de la plomada y pruebas de acortamientos musculares. Los resultados indicaron

que hubo una diferencia significativa en ambos grupos, registrando un mayor número de personas con cifosis, escoliosis y acortamientos de isquiotibiales en el grupo de sujetos ciegos. Por otra parte, se demostró la prevalencia de que un 20% de los sujetos ciegos tenían al menos uno o más trastornos estructurales, y el 5% del grupo de individuos con visión tenían al menos uno o más trastornos estructurales.

Por otra parte, al referirse a los sujetos con baja visión se sostiene que en ocasiones el resto visual no presenta una ventaja, sino lo contrario, ya que el sujeto no ve lo suficiente para manejarse como vidente y a la vez no maneja los instrumentos de los que podría beneficiarse una persona ciega rehabilitada (braile, bastón, etc). Esta situación implica también un grado de tensión extra tanto física como psíquica, lo cual puede determinar patologías asociadas, como por ejemplo, contracturas (especialmente de espalda y cuello) (Maciel, 2001). Muchas veces, por las áreas afectadas en el campo visual (área de espacio físico visible cuando el cuerpo, la cabeza y los ojos están inmóviles), obliga a las personas a adoptar posiciones poco comunes para mirar (torsión de cabeza, postura inclinada, etc), que determinarán mayor cansancio y tensión. Las posturas viciosas que las personas con disminución visual adoptan para mirar, se mantienen aún después de la pérdida total de la visión, con las consiguientes desviaciones del eje y contracturas.

En las personas ciegas de nacimiento, la imposibilidad de imitar posturas de los demás puede dar como resultado posiciones inadecuadas. Asimismo, muchos niños ciegos de nacimiento han recibido estimulación insuficiente (Maciel, 2001). En el caso de las dificultades sensoriales, el miedo a sufrir accidentes, puede causar restricciones en el movimiento. Mantener los brazos extendidos, para detectar obstáculos, puede determinar tensiones en esa zona. En los casos de baja visión, la actividad de mirar, es decir, enfocar los ojos hacia un objeto determinado, supone un esfuerzo consciente, que casi en todos los casos implica torsiones de cabeza, que suele traducirse en dolores de cuello y hombros, que

varían según la agudeza y el campo visual. Especialmente se ven afectados los músculos de la base del cráneo, debido al frecuente movimiento de adelantar la cabeza para mirar. (Maciel, 2001)

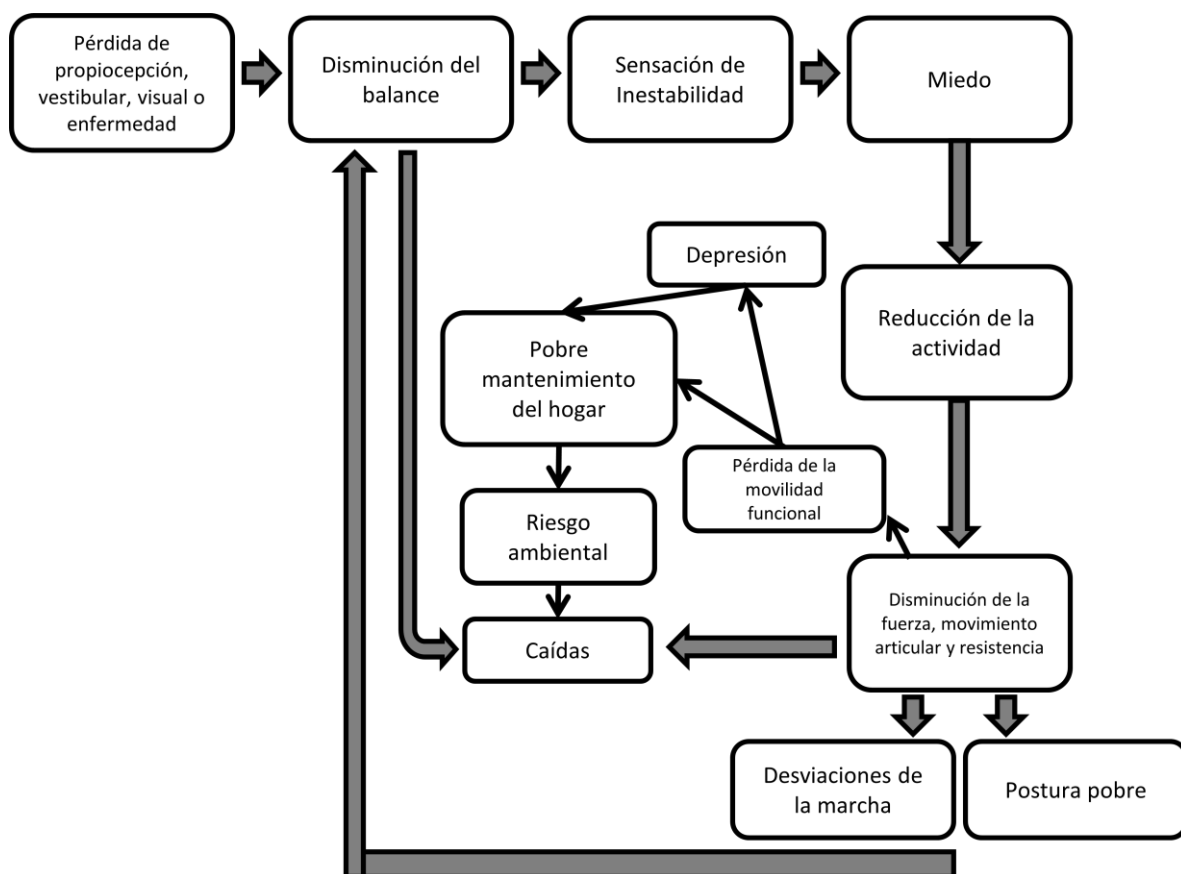
Borges, Gomes, Esteves, Conti, Lopes y Nuno (2011) realizaron un estudio de caso en un individuo con discapacidad visual parcial, utilizando el método propuesto por Kendall. Como resultados se obtuvieron que el paciente presentó retracción en los músculos: pectoral mayor (fibras superiores y medias) rotadores internos del hombro, dorsal ancho, extensores de la muñeca y de los dedos, músculo psoas-ilíaco y recto anterior, isquiotibiales y poca flexibilidad de la cadena posterior. Además se encontraron diversas desviaciones posturales tales como: arcos plantares planos, rótulas convergentes, cresta ilíaca derecha más alta, hombro izquierdo más alto, rotación del cuello hacia la derecha, posición anterior de la cabeza e inclinada hacia la derecha, anteversión de cadera, hombro protraído con rotación interna, escápulas abducidas y rotación del tronco hacia la derecha.

Al comparar a los individuos que poseen baja visión y ceguera congénita o adquirida, se encuentran grandes diferencias en su postura. Siegel y Murphy en 1970 describen que los sujetos con baja visión poseen problemas posturales mayores que los ciegos totales, sobre todo si la pérdida de visión es unilateral. Los individuos con baja visión tienden a inclinarse hacia el lado con visión, lo que los lleva a producir anomalías musculoesqueléticas. Por otra parte los mismos autores indicaron que los sujetos que son ciegos congénitos poseen más deformaciones que los ciegos adquiridos. (Siegel y Murphy, 1970)

Desde un punto de vista más global e integrativo, Godfrey y cols (2008), describen un esquema sobre los efectos de la deficiencia o pérdida tanto del sistema vestibular, propioceptivo y visual, generándose un círculo vicioso como consecuencia. A grandes rasgos, la pérdida de uno de estos sentidos generara una disminución en el equilibrio (o balance), lo que produciría caídas y sensación

de inestabilidad, esta última incrementaría el miedo de la persona al movimiento, generando una reducción en su actividad, lo que disminuiría la fuerza, el movimiento articular y la resistencia, desembocando finalmente en una postura pobre y en desviaciones de la marcha. Estas últimas consecuencias provocarían aún más pérdida del equilibrio, generando de esta forma un círculo vicioso, tal como se observa en la figura 4:

Fig. 4
Efectos de la deficiencia o pérdida tanto de los sistemas sensoriales



IX.- Relaciones entre discapacidad visual y control postural:

El control postural en discapacitados visuales ha sido investigado en múltiples estudios, tanto de forma estática como dinámica, como se describe a continuación en los siguientes párrafos.

Según lo descrito teóricamente existen tres sistemas sensoriales que contribuyen al mantenimiento de una postura de pie en posición vertical en los seres humanos: el sistema visual, el vestibular y el somatosensorial. Si se supone que los sistemas de control postural en los seres humanos requieren información de los tres sistemas sensoriales con el fin de lograr o mantener la estabilidad postural óptima, la ausencia de información de un sistema sensorial puede tener una influencia en el balanceo corporal espontáneo durante la postura estática. (Nakata & Yabe, 2001)

Las personas con ceguera congénita, nunca han recibido ningún tipo de estimulación visual. A pesar de la ausencia de visión desde su nacimiento, han aprendido diversas actividades de movimiento y habilidades motoras necesarias en las actividades físicas diarias, tales como habilidades de orientación y movilidad (Nakata & Yabe, 2001). Su rendimiento motor depende únicamente de las entradas sensoriales proporcionadas por las modalidades restantes no visuales de los sentidos, especialmente táctil, propioceptivo, vestibular y auditivas. En este sentido, tanto la actividad muscular y la coordinación del movimiento para el control postural se podrían desarrollar en las personas con ceguera total congénita a través del aprendizaje motor no visual desde el nacimiento.

Las distintas entradas sensoriales han demostrado que existe un mecanismo diferente en el control del balance postural. Por una parte, se ha demostrado que individuos con algún impedimento visual usan principalmente los sistemas somatosensorial y vestibular para la mantención del balance postural, y requieren una mayor demanda sensorial de estos sistemas (Ray, Horvat, Croce,

Manson & Wolf, 2008). Mientras que por otra parte se ha demostrado que las personas con discapacidad visual utilizan los sentidos propioceptivos como sustituto de la visión cuando completan tareas de equilibrio. (Horvat, Ray, Ramsey, Misztko, Keeney & Blasch, 2003)

Otros estudios que comparan a sujetos ciegos y con visión normal en tareas de equilibrio estático y dinámico confirman que aproximadamente el 80% de la percepción sensorial de un individuo es recogida por el sistema visual, que procesa e integra otras entradas sensoriales para seleccionar una estrategia de equilibrio. (Tomomitsu y cols, 2013)

Varios estudios han sugerido además que el trastorno de la visión puede aumentar la inestabilidad postural y que la interacción entre los centros nerviosos, musculares y de los sistemas sensoriales periféricos es fundamental para la calibración de los mapas sensoriales y el ajuste de equilibrio. (Tomomitsu y cols, 2013)

El balanceo postural es una de las medidas utilizadas para cuantificar el control postural. Este se puede medir a través de posturógrafos, plataformas de fuerza estáticas y dinámicas, análisis de video tridimensional, acelerómetros y sensores inerciales entre otros, obteniendo datos del centro de gravedad o de presión del individuo que pueden indicar su trayectoria, dirección, velocidad y aceleración, según cual sea el método utilizado. (Browne y O'Hare, 2001; Godfrey y cols, 2008; Kamen y cols, 1995)

En cuanto a los individuos con discapacidad visual hay muchos estudios que miden el balanceo postural a través de pruebas dinámicas y estáticas. La gran mayoría de estos estudios realiza la comparación entre sujetos con discapacidad visual y sujetos que poseen una visión normal, describiendo las diferencias existentes en el control de su postura. De la misma manera se ha comparado por tipo (congénito o adquirido) y nivel (ceguera o baja visión) de discapacidad visual, obteniendo diferencias importantes en cuanto al control de la

postura en posición estática, como se expone en los estudios presentados en los siguientes párrafos.

Se ha demostrado mediante el uso de plataformas de fuerza que los sujetos ciegos tienen un balanceo postural significativamente mayor a los sujetos con visión normal, al mantener una postura estática relajada con los ojos abiertos. Sin embargo, esta situación se invierte cuando se debe mantener la postura con los ojos cerrados y guiando la mirada hacia una fuente de sonido estandarizada, donde los sujetos con discapacidad visual presentan una mayor estabilidad postural (Sforza, Eid & Ferrario, 2000; Rougier & Farenc, 2000). Los resultados de Schmid, Nardone, De Nunzio, Schmid & Schieppati, en el año 2007, indican que los individuos con ceguera congénita y adquirida al realizar pruebas estáticas con ojos abiertos y cerrados presentan un balanceo postural similar en ambas condiciones a diferencia de los sujetos normales quienes tienen un balanceo postural mayor con ojos cerrados que con los ojos abiertos, coincidiendo con lo reportado por Sforza, Eid & Ferrario (2000); y Rougier & Farenc (2000).

De la misma manera, se han realizado pruebas sobre plataforma de fuerzas (de pie, con ojos abiertos y cerrados), en superficies estables e inestables. Los resultados han arrojado que con los ojos abiertos, los sujetos con discapacidad visual adquirida son significativamente menos estables que los sujetos con visión normal, situación que aumenta sobre una superficie inestable. Se determinó que con los ojos cerrados esta situación cambia: los sujetos con ceguera adquirida mantienen el mismo balanceo postural que las personas con visión normal, mientras que los sujetos con discapacidad visual congénita son más estables que los sujetos con visión normal. (Schwesig, Goldich, Hahn, Müller, Kohen-Raz, Kluttig, & Morad, 2010)

Por otro lado, respecto al nivel de discapacidad, se ha comparado a sujetos con baja visión en relación a sujetos con visión normal, observándose que las personas con baja visión presentan un mayor balanceo postural al pararse sobre

una superficie de espuma. Sin embargo, sobre una superficie firme, el balanceo postural es similar en ambos grupos. Con ojos cerrados, el balanceo postural en sujetos con baja visión no cambia, mientras que en sujetos normales, aumenta sobre superficie de espuma. (Tomomitsu y cols, 2013)

Los hallazgos obtenidos en el estudio de Tomomitsu y cols (2013), indican que la retroalimentación visual es crucial para determinar el equilibrio, especialmente para tareas dinámicas y sobre la superficie de espuma. Los individuos con baja visión tienen peor estabilidad postural que los adultos con visión normal en las pruebas dinámicas y en la superficie de espuma, resultados que concuerdan con lo encontrado en la literatura donde se ha determinado que las personas con baja visión tienen una estabilidad postural menor que aquellos con visión normal. (Tomomitsu y cols, 2013)

Mediante la realización de perturbaciones hacia distintas direcciones, se ha observado que los ciegos congénitos tienen mayor dificultad para controlar el balanceo postural luego de una traslación hacia posterior. Se concluye que los ciegos congénitos han aprendido a compensar la pérdida de la visión desde el nacimiento por el aumento de la sensibilidad a la retroalimentación de otras fuentes. (Nakata & Yabe, 2000)

La literatura propone que ocurren cambios en las estrategias posturales. Según Ray y cols (2008), los sujetos con discapacidad visual no son capaces de compensar por completo el papel que juega la visión para mantener la estabilidad postural. Este estudio plantea que el aumento del balanceo del grupo de personas con discapacidad visual se tradujo en el aumento del uso de la estrategia de cadera, el cual si bien, es un cambio apropiado para mantener la estabilidad postural, su utilización puede llevar a aumentos en las caídas sobre superficies inestables. Por otro lado, Rougier & Farenc (2000), indican que los sujetos discapacitados visuales tienen un menor uso de su estrategia de tobillo evidenciado en la disminución del reclutamiento de unidades motoras en los

dorsiflexores de tobillo.

Tras lo expuesto anteriormente se puede indicar que efectivamente existen diferencias en el control de la postura de los individuos con discapacidad visual en relación con sujetos que poseen visión normal, así como también las existen al analizar por tipo y nivel de discapacidad visual. Se pudo demostrar que los individuos con discapacidad visual tienen un peor control de su postura estática lo cual se ve reflejado en un mayor balanceo postural, sin embargo bajo determinadas condiciones los sujetos con discapacidad visual pudieron tener un control de su postura igual e incluso mejor que un sujeto con visión, lo que demuestra que los otros sistemas sensoriales pueden compensar este déficit al menos de forma parcial a través de la creación de estrategias.

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO

Tipo de Diseño

Esta investigación fue realizada de acuerdo a un diseño de estudio cuantitativo observacional, descriptivo-analítico de categoría transversal, siendo la variable de estudio dependiente la postura y el control postural.

Población y Grupo de estudio

Universo o población de estudio

Todos los adultos (38) de edades entre 18 y 45 años, que asisten a capacitación e inserción laboral en el Centro Educacional Santa Lucía, durante el año 2013.

Grupo de estudio

El grupo de estudio inicial correspondió a 20 adultos con discapacidad visual que asistían a alguna de las carreras de capacitación e inserción laboral en el Centro Educacional Santa Lucía. Siendo evaluada su postura a través del modelo postural observacional de Kendall.

Posteriormente al realizar la evaluación del control postural utilizando un acelerómetro triaxial, este grupo se redujo a 15 sujetos.

Tipo de muestreo

Muestreo no probabilístico intencionado.

Procedimientos de obtención de datos

Consentimiento informado: se elaboró un formato de consentimiento informado y se envió al comité ético de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, los cuales fueron revisados y aprobados. (Véase, Anexo 1)

Solicitud permisos: se solicitó la aprobación de la realización del estudio a realizar en el Centro Educacional Santa Lucía, para permitir la aplicación de ambas evaluaciones.

Aplicación de los instrumentos de evaluación: la aplicación de las evaluaciones posturales a través del modelo postural observacional de Kendall se realizaron durante los meses de mayo y junio del 2013 en el Centro Educacional Santa Lucía. Mientras que las evaluaciones del control postural a través de un acelerómetro triaxial se realizaron en los meses de enero y marzo del 2014 en el Centro Educacional Santa Lucía.

Almacenaje: los datos obtenidos de cada entrevista y evaluación postural fueron guardados en carpetas, siendo asignado un código a cada sujeto para su posterior manipulación. En cuanto a los datos extraídos de la medición de acelerometría, estos también fueron guardados en carpetas y archivados con código para su manipulación posterior en el programa Matlab.

Criterios de Inclusión:

- Tener ceguera o baja visión.
- Edad entre 18 y 45 años.
- Estar matriculado y ser alumno regular para capacitación e inserción laboral en el Centro Educacional Santa Lucía el año 2013.
- Haber aceptado voluntariamente participar en la investigación.

Criterios de Exclusión:

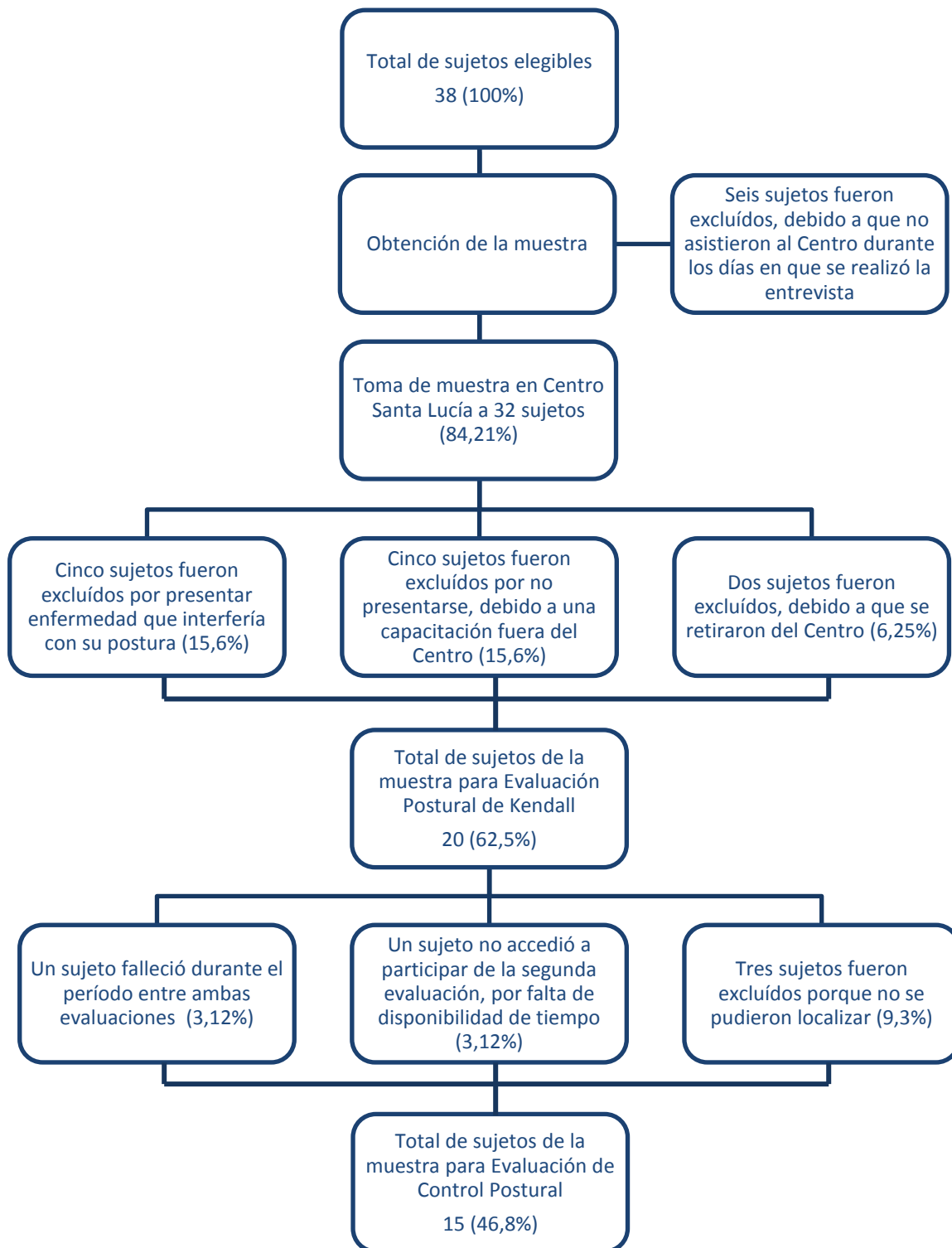
- Tener algún tipo de enfermedad, síndrome o condición que interfiera en la postura y el control postural distinto de la discapacidad visual.

Flujograma de la selección de la muestra

En la figura 5, se puede observar el proceso de selección de la muestra definitiva. Del universo total de la población de estudio, se obtuvieron 32 muestras en el Centro Educacional Santa Lucía; excluyéndose 5 sujetos por presentar alguna enfermedad que interfería en su postura y en el control de su postura, 5 sujetos producto de falta de disponibilidad de tiempo y 2 que se retiraron del Centro, resultando una muestra definitiva de 20 sujetos para la evaluación inicial de Kendall. Posteriormente esta muestra se redujo a 15 sujetos para la evaluación de control postural con el acelerómetro triaxial, debido a que 1 sujeto falleció en el período de tiempo entre ambas mediciones, 1 no accedió a participar y 3 no pudieron ser contactados.

Fig. 5

Flujograma de la Selección de la muestra



OBTENCIÓN DE DATOS GENERALES

Instrumentos:

Los instrumentos utilizados para la obtención de datos generales fueron: a) una ficha de registro de datos con el cuestionario RAPA 1 y 2 adjunta, para la obtención de datos relevantes de cada uno de los participantes; b) un tallímetro para la medición de la talla de los individuos; y c) una balanza para pesar a los sujetos.

El método de evaluación RAPA (rapid assesment of physical activity), se desarrolló como un instrumento de evaluación rápida, de fácil utilización e interpretación, para evaluar los niveles de actividad física en adultos (idealmente mayores a 50 años), con el objetivo de ser realizado en clínica de forma eficiente. (Topolski, LoGerfo, Patrick, Williams, Walwick & Patrick, 2006)

Actualmente se encuentra validado al inglés, en mayores de 50 años, pero no se descarta su uso en personas menores de dicha edad. (Topolski y cols, 2006)

El test ha demostrado un buen nivel de sensibilidad que otras evaluaciones cortas de actividad física, y una buena discriminación entre sujetos que hacen distintos niveles de actividad física. (Topolski y cols, 2006)

La evaluación consta de dos partes, RAPA1 y RAPA 2 (Véase, Anexo 2). La primera parte es el RAPA 1, el cual consiste en una evaluación del nivel de actividad aeróbica del sujeto mediante un cuestionario simple de 7 preguntas. Los resultados se califican del 1 al 5, siendo 1) Activo, 2) Poco Activo, 3) Poco activo regular ligero, 4) Poco activo regular y 5) Activo. La segunda parte, es el RAPA 2 y consiste en 2 preguntas que determinan si el sujeto realiza actividades de elongación y/o fuerza. Los resultados se califican en 0) Ninguna 1) Fuerza, 2)

Flexibilidad y 3) Ambas (fuerza y flexibilidad). (Topolski y cols, 2006)

Procedimiento:

Se citó a los sujetos individualmente para explicarles en qué consistiría la investigación, luego de esto se le leyó el consentimiento informado y se le pidió firmar o marcar con su huella digital en caso de estar de acuerdo, quedándose con una copia cada individuo. Posterior a esto se realizó inmediatamente una entrevista utilizando la Ficha de registro de datos (Véase, Anexo 3), con el fin de recolectar antecedentes relevantes tales como: datos personales, educacionales; sobre su tipo, nivel y tiempo de discapacidad visual, diagnóstico oftalmológico, lesiones musculoesqueléticas, número de operaciones relacionadas a su discapacidad visual, enfermedades crónicas y nivel de actividad física semanal utilizando el test RAPA.

La medición de la talla y el peso de cada individuo, fueron tomados previo a las evaluaciones posturales, utilizando el tallímetro y la balanza, siendo anotados los resultados en la Ficha de registro de datos para posteriormente calcular el IMC de cada sujeto.

Procesamiento de los datos generales:

- Los antecedentes generales obtenidos de la entrevista, el test RAPA y la medición de talla, peso e IMC fueron codificados y tabulados en el programa Microsoft Office Excel versión 2010.
- El análisis con estadígrafos fue realizado con el programa STATA versión 12.0.

EVALUACIONES POSTURALES SEGÚN EL MÉTODO DE LA LÍNEA DE LA PLOMADA DE KENDALL

El procedimiento utilizado para realizar las evaluaciones posturales se basó en los estudios de Muñoz y Parra (2008), así como también el de Luna, Castro, Salgado, Moura, Oliveira y Bevilaqua-Grossi (2005).

Instrumentos:

Se requirió una habitación amplia, bien iluminada, con calefacción y privada. En ella se utilizó una cinta métrica metálica de 3 metros para la medición de las distancias, marcando éstas con una cinta de Masking Tape de 2 centímetros de ancho. Se utilizó una plomada con una cuerda de 3 metros de largo que fue colgada en el techo para marcar un punto de referencia de la línea de gravedad, así como también se usó una cámara digital Sony Cyber-shot DSC-W610, montada sobre un trípode extensible hasta 106 centímetros, para el registro fotográfico de las posturas. Para marcar los puntos de referencia anatómicos se utilizaron Marcadores circulares (2 cm de diámetro) de plumavit forrados en cinta metálica, que fueron adheridos a la piel de cada sujeto utilizando cinta doble contacto de un centímetro de ancho.

Procedimiento:

1. Preparación del espacio de medición:

- a) Para comenzar se debió marcar una distancia entre pared y la línea de la plomada de 1,5 metros, para posteriormente colgar la plomada desde un punto fijo en el techo, quedando ésta tocando levemente el suelo en el punto marcado previamente.

- b) Luego se debió hacer un cuadrado de referencia con masking tape de 30x30 centímetros en el piso a 30 centímetros de la línea de la plomada, para estandarizar la posición de los pies.
- c) Posteriormente se posicionó la cámara digital en un trípode a un metro de altura del suelo, y 2,4 metros de distancia de la línea de la plomada.

2. Preparación de los sujetos:

- a) Se citó individualmente a los sujetos a la habitación donde se realizaron las mediciones.
- b) Se pidió a los sujetos el uso de ropa cómoda que consistía en petos y calzas cortas para las mujeres, y short para los hombres; y en su defecto el uso de ropa interior.
- c) Fueron colocados los marcadores en 5 puntos de referencia anatómicos: tragus, acromion, trocánter mayor, cóndilo lateral del fémur y maléolo externo, adhiriéndolos a estos puntos con cinta doble contacto de forma bilateral. (Véase, Anexo 4)

3. Proceso de medición:

- a) Se realizó una observación de la postura en el plano sagital, posicionando al sujeto de manera lateral a la línea de la plomada con los pies dentro del cuadrado de 30x30 centímetros, haciendo que la punta de la plomada que da al suelo pase por delante del maléolo externo del tobillo, primero observando el lado lateral derecho y luego el izquierdo.
- b) Se tomaron tres fotografías por cada lado (lateral derecho e izquierdo), una cada 30 segundos, para su registro y posterior análisis.

Análisis y procesamiento de las imágenes:

- Las fotografías de cada individuo fueron archivadas en carpetas con código, y posteriormente fueron analizadas segmento por segmento corporal, para los lados lateral derecho y lateral izquierdo, marcando los hallazgos encontrados en la Ficha de Registro de Evaluaciones Posturales. (Véase, Anexo 5)
- Posteriormente se determinó con qué patrón postural descrito por Kendall (2000) coincidió mayoritariamente la postura de cada individuo, utilizando la Ficha de Análisis de patrones posturales (Véase, Anexo 6), siendo clasificados en una categoría, y finalmente codificados y tabulados en el programa Microsoft Office Excel versión 2010.
- El análisis con estadígrafos fue realizado con el programa STATA versión 12.0.

EVALUACIÓN DE LA ACELEROMETRÍA POSTURAL

Instrumentos:

Se utilizó un acelerómetro Triple Axis Breakout – ADXL345, de 13 bits de resolución, y capacidad de censar hasta 16g, con un registro y frecuencia de muestreo de 30 Hz. Este acelerómetro fue montado sobre una placa Arduino Fio (microcontrolador), con un procesador de 8Mhz de velocidad, alimentado por una batería de lithium ion de 1000mA. A su vez esta fue conectada a una tarjeta Wireless Xbee pro 60mW para la transmisión inalámbrica de datos en la placa-emisor, enviando la señal a otra tarjeta Wireless Xbee pro 60 mW con conexión USB que actúa como receptor conectada a un computador Sony Vaio, con un procesador Intel(R) Core(TM) i3-2370M CPU @ 2.40GHz, con 4,00GB de memoria RAM. (Véase, Anexo 7)

Los ejes del acelerómetro fueron alineados en sus respectivos planos dentro de una caja de 10,9 cm de largo, 5,5 cm de ancho, 2,2 cm de alto, quedando el eje X en sentido medio-lateral, el eje Y en sentido céfalo-caudal, y el eje Z en sentido anteroposterior, marcando el exterior de la caja con un esquema de las direcciones de los ejes. La caja fue introducida dentro de un cinturón con bolsillo, para ser colocado en los sujetos. Esto se realizó para evaluar a todos los sujetos por igual.

Para la toma de las mediciones y el análisis de los datos extraídos se utilizó el software Matlab R2013a. En este mismo software se confeccionó un código que permitió la captura y almacenamiento de datos en tiempo real.

La configuración del acelerómetro la realizó el Laboratorio de Análisis de Movimiento y Biomecánica de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación.

Procedimiento:

El procedimiento utilizado para la evaluación con acelerometría se basa en los estudios realizados por Mancini, Salarian, Carlson-Kutha, Zampieri, King, Chiari & Horak (2012), complementado con un estudio realizado por Mayagoitia, Looters, Veltink & Hermens (2001). Como requerimientos, se les pidió a los sujetos que utilizaran su calzado habitual, y que no consumieran alcohol durante 24 horas previo a la medición.

Los pasos a seguir fueron los siguientes:

- a) Prender el acelerómetro y fijar la conexión USB (wireless) al computador.
- b) Fijar la caja que contiene el acelerómetro al cinturón, asegurándose que los ejes del acelerómetro estuvieran en su posición correcta.
- c) Colocar el cinturón a nivel del centro de masa del individuo (L5), sin que quede espacio entre cinturón y la espalda.
- d) Configurar el software de adquisición para el registro de los datos, según los datos del sujeto.
- e) Ubicar al sujeto de pie sobre una superficie estable, y con indicación de que se mantenga en una posición cómoda de pies, con los brazos colgando al costado del cuerpo y la mirada hacia el frente durante 30 segundos.
- f) Dar inicio a la adquisición de datos en el programa Matlab R2013a.
- g) Repetir el procedimiento tres veces con ojos abiertos y tres veces con ojos cerrados.
- h) Al término de las 6 mediciones (3 con ojos abiertos y 3 con ojos cerrados), retirar el cinturón, apagar el acelerómetro y retirar la conexión USB del computador.

Procesamiento de la señal:

Para comenzar el procesamiento de la señal obtenida, en primer lugar se carga la señal original en el programa Matlab R2013a, y se grafica esta en dominio del tiempo para los tres ejes (X, Y, Z), luego se extraen los 10 segundos centrales de los datos de los tres ejes, y se centran en cero (línea isoelectrica), para eliminar los componentes de la gravedad. Posteriormente se grafica la señal original en función del tiempo para los tres ejes (Véase, Anexo 8) y se filtra la señal, aplicando un filtro buttherworth de 4° orden pasa bajo, con señal de corte de 1,25 Hz (Marchetti y cols, 2013; Whitney y cols, 2010). Seguido de esto se grafica la señal filtrada en función del tiempo (Véase, Anexo 9) y a cada una de estas se les aplica una Transformada Rápida de Fourier, para obtener el dominio de la frecuencia de la acelerometría postural (Véase, Anexo 10). Para finalizar, se registra el peack de la frecuencia obtenida en el espectro de poder por cada uno de los ejes.

Procesamiento de los peack de frecuencia de acelerometría postural:

- Los peacks de frecuencia de cada medición para los ejes x, y, z, fueron tabulados en el programa Microsoft Office Excel versión 2010.
- El análisis con estadígrafos fue realizado con el programa STATA versión 12.0.

Descripción de las principales variables

Las variables de estudio, se pueden consultar en la figura 6, mencionando el nombre de la variable, su definición, tipo de variable, escala, dimensión e instrumento de recogida de los datos:

Fig. 6
Variabes del estudio

Variabes	Definición	Tipo	Escala	Dimensión	Instrumento de recogida
Género	Condiciones orgánicas que diferencian al hombre de la mujer	Cualitativa	Nominal	Masculino Femenino	Ficha de registro
Edad	Tiempo en años desde el nacimiento hasta el momento de la entrevista	Cuantitativa	Discreta	En años	Ficha de registro
Masa	Cantidad de materia que posee un cuerpo	Cuantitativa	Continua	Kilogramos	Balanza
Talla	Longitud en el eje vertical del sujeto en posición bípeda	Cuantitativa	Continua	Centímetros	Tallímetro
IMC	Relación entre masa y talla del sujeto	Cuantitativa	Continua	Puntaje IMC	Ficha de registro
Diagnóstico oftalmológico	Aseveración realizada por un oftalmólogo luego de realizar exámenes para comprobar el estado del sistema visual	Cualitativo	Nominal	Retinopatías Glaucomas Trauma ocular Amaurosis bilateral Otras	Ficha de registro
Tipo de discapacidad visual	Corresponde al tiempo de inicio de la discapacidad visual	Cualitativa	Nominal	Congénito Adquirido	Ficha de registro

Nivel de discapacidad visual	Corresponde a la gravedad de la afección al sistema visual	Cualitativa	Nominal	Ceguera Baja visión	Ficha de registro
Nivel educacional	Grado de escolaridad máximo alcanzado	Cualitativa	Ordinal	Nada Básica Media Universitaria	Ficha de registro
Características del nivel educacional	Grado de cumplimiento del nivel educacional máximo alcanzado	Cualitativa	Nominal	Incompleta Completa	Ficha de registro
RAPA 1	Encuesta para evaluar la cantidad e intensidad de la actividad física realizada semanalmente	Cualitativa	Ordinal	<ul style="list-style-type: none"> • Sedentario • Poco activo • Poco-activo-regular-ligero • Poco activo - regular • Activo 	Ficha de registro
RAPA 2	Encuesta para evaluar la realización de ejercicios de fortalecimiento y flexibilidad semanalmente	Cualitativa	Nominal	Nada Fuerza Elongaciones Ambos	Ficha de registro
Tiempo de discapacidad visual	Tiempo desde el comienzo de la afección al sistema visual hasta la entrevista	Cuantitativa	Discreta	Meses	Ficha de registro
Número de cirugías	Cantidad de cirugías realizadas producto de la discapacidad visual	Cualitativa	Ordinal	0 1 2 3 5 6	Ficha de registro
Enfermedades crónicas	Presencia de enfermedades crónicas no transmisibles	Cualitativa	Nominal	Sí No	Ficha de registro
Lesiones musculoesqueléticas	Patologías crónicas o agudas de hueso, tendón, músculo,	Cualitativa	Nominal	Sí No	Ficha de registro

	ligamento o articulación				
Tipo de postura de Kendall	Patrones posturales descritos por Kendall y cols (2000), en su libro: Kendall's músculos: pruebas, funciones y dolor postural (4ª Edición)	Cualitativa	Nominal	<ul style="list-style-type: none"> • Postura ideal • Postura cifolordótica • Postura de espalda arqueada • Postura "tipo militar" • Postura de espalda aplanada • Postura Mixta 	Ficha de análisis de patrones posturales
Acelerometría postural	Promedios de los peacks de frecuencias de las aceleraciones del centro de gravedad en los ejes X, Y y Z	Cuantitativa	Continua	Hertz	Acelerómetro

TÉCNICAS DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Medidas descriptivas

Variabes cuantitativas: se calculó la media y la desviación estándar de las variables de interés.

Variabes categóricas: se calcularon las frecuencias absolutas y los porcentajes que describen la distribución de las distintas variables a estudiar.

Contraste de normalidad: se realizó el Test de Shapiro-Wilk para determinar si los datos se distribuyeron con normalidad.

Medidas Analíticas

Análisis datos categóricos: se utilizó la prueba Exacta de Fisher, con un nivel de significancia del 0,05.

Análisis de datos cuantitativos: se utilizó t-student y regresión logística entre datos categóricos y discretos

Consideraciones bioéticas

En el presente estudio se respetan los principios de beneficencia, justicia, no maleficencia y autonomía, mediante una relación favorable de riesgo-beneficio, consentimiento informado y respeto a los sujetos inscritos.

Relación favorable de riesgo-beneficio

No existen riesgos potenciales para los participantes, mientras que los beneficios potenciales para la población en estudio y el Centro Educativo aumentarán con la información obtenida.

Consentimiento informado

Tiene como objetivo asegurar la participación de los sujetos sólo cuando estén de acuerdo con sus valores, intereses y preferencias.

La información entregada a los participantes consiste en: el propósito de la investigación, los procedimientos a realizar y su respectiva relevancia para el área; siendo esta información entregada en un lenguaje comprensible para ellos, enfatizando en la confidencialidad de todos los datos obtenidos, en el carácter voluntario de participar o no y que tienen el derecho a retirarse en cualquier momento de la investigación.

Respeto a los sujetos inscritos

El respeto a los sujetos inscritos implica al menos cinco actividades diferentes:

- 1) Permitir al sujeto cambiar de opinión, a decidir si la investigación no concuerda con sus intereses o preferencias, y a retirarse sin sanción.
- 2) La privacidad de los sujetos, debe ser respetada administrando la información de acuerdo con reglas de confidencialidad.
- 3) Se debe proporcionar a los sujetos cualquier información nueva obtenida durante el curso de la investigación, acerca de los riesgos y beneficios de las intervenciones utilizadas.
- 4) Se debe informar a los sujetos sobre los resultados del estudio y lo que se aprendió de la investigación clínica.
- 5) El bienestar del sujeto debe vigilarse cuidadosamente a lo largo de su participación.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

CARACTERIZACIÓN DE LA MUESTRA

La media de edad fue de 26 años (rango 18-45 años \pm 7,7). La distribución por género de la población estudiada fue de 12 (60%) hombres y 8 (40%) mujeres. Su nivel educacional alcanza un 70% en la enseñanza media, seguida por la enseñanza superior (universitaria) con un 15%, la básica con un 10% y con un 5% los sujetos que no poseen ningún nivel educacional. Dentro de los tres primeros niveles educacionales, un 75% completa el nivel educacional máximo alcanzado. Por otro lado, un 30% presenta enfermedades crónicas y un 50% ha presentado lesiones musculo-esqueléticas. Respecto al diagnóstico oftalmológico, el 40% presenta retinopatías, el 20% presenta amaurosis bilateral, el 10% glaucoma, el 10% trauma ocular y un 20% presenta otras patologías oculares. Un 50% de los sujetos no ha sido intervenido quirúrgicamente y el promedio del tiempo que llevan con discapacidad visual es de 149,35 \pm 141,49 meses. En relación a las características antropométricas, el promedio de la talla fue de 1,57 metros \pm 0,11, el del peso fue de 68,4 Kg \pm 15,29) y el del Índice de Masa Corporal fue de 27,3 \pm 5. (Véase, Tabla 1)

Tabla 1			
Características de los sujetos			
VARIABLES CUALITATIVAS			
VARIABLES	CATEGORÍAS	FRECUENCIA (n)	PORCENTAJE (%)
Género	Masculino	12	60%
	Femenino	8	40%
Nivel educacional	Nada	1	5%
	Básica	2	10%
	Media	14	70%
	Superior	3	15%
Características del nivel educacional	Incompleta	5	25%
	Completa	15	75%
Enfermedades Crónicas	No	14	70%
	Sí	6	30%
Lesiones musculo-esqueléticas	No	10	50%
	Sí	10	50%
Diagnóstico Oftalmológico	Retinopatías	8	40%
	Glaucomas	2	10%
	Trauma Ocular	2	10%

	Amaurosis bilateral	4	20%
	Otras	4	20%
Número de cirugías	0	10	50%
	1	4	20%
	2	2	10%
	3	1	5%
	5	1	5%
	6	2	10%
VARIABLES CUANTITATIVAS			
VARIABLES	Media	Desviación estándar	
Edad	26 años	7,7	
Talla	1,57 metros	0,11	
Peso	68,4 Kg	15,29	
IMC	27,3	5,0	
Tiempo de discapacidad visual	149,35 meses	141,49	

En el ámbito de la realización de la actividad física, se aplicó el test RAPA 1, donde se reportó que la mayoría de los sujetos son activos (55%), seguido por poco activos regulares ligeros (20%). En menor cantidad los sujetos eran poco activos regulares (15%) y poco activos (10%). No hubo sujetos considerados sedentarios por el test en la muestra. En el test RAPA 2, se observa que la mayoría de los sujetos realiza más ejercicios de flexibilidad (45%), seguido por ejercicios de fuerza y flexibilidad (35%). En menor porcentaje se encontraban aquellos sujetos que no realizaban ninguna de las dos actividades (20%). No hubo sujetos que realizaran solo entrenamiento de fuerza. (Véase, Tabla 2)

Test	Puntaje	Categoría del nivel de actividad física	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
RAPA 1	1	Sedentarios	0	0%
	2	Poco activo	2	10%
	3	Poco activo regular ligero	4	20%
	4	Poco activo regular	3	15%
	5	Activo	11	55%
RAPA 2	0	Nada	4	20%
	1	Fuerza	0	0%
	2	Flexibilidad	9	45%
	3	Ambas	7	35%

Descripción por tipo y nivel de discapacidad visual

El 60% de los sujetos presenta discapacidad visual de tipo adquirida, mientras que el 40% presenta discapacidad visual de tipo congénita. En cuanto al nivel de discapacidad visual, el 55% de los sujetos presentan baja visión, mientras que el 45% presentan ceguera. (Véase, Tabla 3)

Variable	Categoría	Número de sujetos (n)	Porcentaje (%)
Tipo de discapacidad visual	Congénito	8	40%
	Adquirido	12	60%
Nivel de discapacidad visual	Ceguera	9	45%
	Baja visión	11	55%

Al relacionar tipo con nivel de discapacidad visual, se determinó que de los 8 individuos con discapacidad visual congénita (40%), 6 tenían ceguera total (30%), y que 2 tenían baja visión (10%). Mientras que de los 12 sujetos con discapacidad visual adquirida (60%), 3 tenían ceguera total (15%), y 9 baja visión (45%). Se observa que existe una asociación entre el tipo de discapacidad visual congénita con el nivel de ceguera total (6 sujetos), y entre el tipo de discapacidad visual adquirida con el nivel de baja visión (9 sujetos). Esta asociación se confirma a través de la prueba Exacta de Fisher ($P=0.04$) y un Odds Ratio con valor de 9. (Véase, Tabla 4)

Tipo de discapacidad visual	Frecuencia nivel de discapacidad visual (n)		Total (n)	Fisher's exact (P. value)	OR, IC (95%)
	Ceguera total	Baja visión			
Congénito	6	2	8	0.040	9, (1.14 – 71.03)
Adquirido	3	9	12		
Total	9	11	20		

TIPOS DE POSTURAS EN LOS SUJETOS CON DISCAPACIDAD VISUAL

Al analizar las posturas de los 20 individuos, el 40 % de estos obtuvo una postura de tipo cifolordótica, mientras que el 30% obtuvo una postura ideal, un 25% una postura mixta, y tan solo un 5% una postura “tipo militar”. Las posturas de espalda arqueada y de espalda aplanada no se presentaron en la muestra. (Véase, Tabla 5)

Tabla 5		
Tipos de posturas		
Postura	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Postura Ideal	6	30%
Postura Cifolordótica	8	40%
Postura tipo militar	1	5%
Postura Mixta	5	25%

En cuanto a las posturas que adoptan los sujetos con discapacidad visual, analizando por tipo, se determinó que de los 8 sujetos con discapacidad visual congénita, 3 poseen una postura ideal, 3 una postura cifolordótica, 1 una postura tipo militar, y 1 una postura mixta. En cuanto al tipo de discapacidad visual adquirido ocurre algo similar, habiendo 3 sujetos con postura ideal, 5 con la postura cifolordótica y 4 con postura mixta. Concluyéndose por lo tanto, que no existe una dependencia entre el tipo de discapacidad visual y alguna postura específica. (Véase, Tabla 6)

Tabla 6						
Postura según tipo de discapacidad visual						
Tipo	Frecuencia Posturas (n)				Total (n)	Fisher's exact (P.value)
	Postura Ideal	Postura Cifolordótica	Postura tipo militar	Postura Mixta		
Congénito	3	3	1	1	8	0.639
Adquirido	3	5	0	4	12	
Total	6	8	1	5	20	

Analizando las posturas que adoptan los individuos con discapacidad visual por nivel, se determinó que de los 9 sujetos con ceguera, 1 posee una postura ideal, 4 tienen una postura cifolordótica, 1 tiene una postura “tipo militar”, y 3 tienen una postura mixta. En cuanto a los 11 sujetos con baja visión, 5 poseen una postura ideal, 4 tienen una postura cifolordótica, y 2 tienen una postura mixta, resultados que indican que no existe una dependencia entre el nivel de discapacidad visual y alguna postura específica. (Véase, Tabla 7)

Tabla 7						
Postura según nivel de discapacidad visual						
Nivel	Frecuencia Posturas (n)				Total (n)	Fisher's exact (P.value)
	Postura Ideal	Postura Cifolordótica	Postura tipo militar	Postura Mixta		
Ceguera	1	4	1	3	9	0.369
Baja visión	5	4	0	2	11	
Total	6	8	1	5	20	

Alineación segmentaria en los sujetos con discapacidad visual

Según un análisis más detallado por segmentos corporales, se indica que un 70% del total de los individuos, presentan una posición de la cabeza hacia delante, un 45% presenta una curvatura normal de su columna cervical y otro 45% una curva normal, ligeramente anterior. En cuanto a la posición de sus escápulas, un 75% mostró un posicionamiento normal de ellas, mientras que en columna dorsal, el 40% de los sujetos tuvo una curvatura normal y otro 40% tuvo un aumento en la flexión. En relación a la columna lumbar, el 60% de los individuos tienen una hiperlordosis, resultado que es similar al de la posición de la pelvis, donde un 70% de la muestra posee anteversión.

La posición de las extremidades inferiores, a nivel de cadera y rodilla para el 50% de la muestra es normal o neutra, mientras que para tobillo predomina la flexión plantar en un 75%. (Véase, Tabla 8)

Tabla 8			
Alineación segmentaria total de la muestra			
Segmento	Posición	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Cabeza	Posición neutra	6	30%
	Hacia delante	14	70%
Columna cervical	Convexa hacia adelante (normal)	9	45%
	Ligeramente extendida	2	10%
	Curva normal, ligeramente anterior	9	45%
Escápulas	Aplanadas contra la parte superior de la espalda	15	75%
	Abducción	5	25%
Columna dorsal	Convexa hacia atrás	8	40%
	Flexión aumentada (cifosis)	8	40%
	Gran cifosis, con desplazamiento posterior de la parte superior del tronco	1	5%

	Curva normal, ligeramente posterior	1	5%
	Flexión superior aumentada y parte inferior recta	2	10%
Columna lumbar	Ligeramente convexa hacia atrás (curva normal)	3	15%
	Hiperextendida (lordosis)	12	60%
	Flexión aumentada con aplanamiento lumbar	5	25%
Pelvis	Posición neutra	4	20%
	Anteversión	14	70%
	Retroversión	2	10%
Cadera	Posición neutra	10	50%
	Flexionada	2	10%
	Extendida	8	40%
Rodilla	Posición neutra	10	50%
	Ligeramente hiperextendida	4	20%
	Hiperextendida	6	30%
Tobillo	Posición neutra	5	25%
	Flexión plantar	15	75%

Analizando los segmentos corporales y relacionándolos por tipo de discapacidad visual, se observa que las principales desviaciones posturales del total de los sujetos son: cabeza hacia delante en el grupo de discapacidad visual adquirida alcanzando un 45% y un 25% en congénita; desplazamiento anterior en columna cervical en un 20% para el grupo adquirido, y 25% para el congénito. A nivel de columna dorsal, del 40% que tiene una flexión aumentada, 15% es de tipo congénito y el 25% es de tipo adquirido. En la columna lumbar, hay un 60% de individuos con aumento en la lordosis, de estos el 35% es de tipo adquirido y el 25% congénito. Existe un 70% de sujetos con anteversión pélvica, siendo un 40% adquirido y un 30% congénito.

En cuanto a miembro inferior, el 40% de los sujetos presenta extensión de cadera, del cual el 25% es de tipo adquirido y el 15% de tipo congénito. Por otro

lado, existe un 75% con una ligera flexión plantar a nivel de tobillo, de los cuales un 45% corresponde a discapacidad visual adquirida y un 30% a congénita.

A pesar de los múltiples hallazgos de desviaciones posturales, no existe dependencia entre tipo de discapacidad visual y posición de cada segmento corporal. (Véase, Tabla 9)

Tabla 9				
Relación entre tipo de discapacidad visual y posición de cada segmento				
Segmento	Posición	Tipo DV		Fisher's exact
		Congénito Nº=8	Adquirido Nº=12	
		% (n)	% (n)	P. value
Cabeza	Posición Neutra	15% (3)	15% (3)	0.455
	Hacia adelante	25% (5)	45% (9)	
Columna Cervical	Convexa hacia adelante (normal)	15% (3)	30% (6)	0.538
	Ligeramente extendida	0% (0)	10% (2)	
	Curva normal, ligeramente anterior	25% (5)	20% (4)	
Escápulas	Aplanadas contra la parte superior de la espalda (normal)	30% (6)	45% (9)	0.693
	Abducción	10% (2)	15% (3)	
Columna Dorsal	Convexa hacia atrás (normal)	20% (4)	20% (4)	1.000
	Flexión aumentada (cifosis)	15% (3)	25% (5)	
	Gran cifosis, con desplazamiento posterior de la parte superior del tronco	0% (0)	5% (1)	
	Curva normal, ligeramente posterior	0% (0)	5% (1)	
	Flexión superior aumentada y parte inferior recta	5% (1)	5% (1)	

Columna Lumbar	Ligeramente convexa hacia atrás (curva normal)	5% (1)	10% (2)	1.000
	Hiperextendida (lordosis)	25% (5)	35% (7)	
	Flexión aumentada con aplanamiento lumbar	10% (2)	15% (3)	
Pelvis	Posición neutra	10% (2)	10% (2)	0.619
	Inclinación anterior (anteversión)	30% (6)	40% (8)	
	Inclinación posterior (retroversión)	0% (0)	10% (2)	
Cadera	Posición neutra	20% (4)	30% (6)	1.000
	Flexionada	5% (1)	5% (1)	
	Extendida	15% (3)	25% (5)	
Rodilla	Posición neutra	20% (4)	30% (6)	1.000
	Ligeramente hiperextendida	10% (2)	10% (2)	
	Hiperextendida	10% (2)	20% (4)	
Tobillo	Posición neutra	10% (2)	15% (3)	0.693
	Ligera flexión plantar	30% (6)	45% (9)	

En relación a los segmentos corporales y el nivel de discapacidad visual, se observa que las principales desviaciones posturales del total de los sujetos son: a nivel de cabeza, estando esta hacia delante en el grupo de discapacidad visual con ceguera, alcanzando un 35% al igual que en el grupo de baja visión; del total de los sujetos un 20% tiene desplazamiento anterior en columna cervical y tiene baja visión, mientras que un 25% tiene ceguera. A nivel de columna dorsal, del 40% que tiene una flexión aumentada, 20% tiene ceguera y el otro 20% tiene baja visión. En la columna lumbar, hay un 60% de individuos con aumento en la lordosis, de estos el 30% tiene baja visión al igual que el grupo de ceguera. Existe un 70% de sujetos con anteversión pélvica, siendo un 35% en individuos con ceguera y el otro 35% con baja visión.

En cuanto a miembro inferior, un 40% de los sujetos presenta extensión de cadera, del cual el 30% es de nivel baja visión y el 10% de ceguera. Por otro lado, existe un 75% con una ligera flexión plantar a nivel de tobillo, de los cuales un 40% corresponde a baja visión y un 35% a ceguera.

Al igual que el análisis por tipo de discapacidad visual, al relacionar nivel con la posición de cada segmento corporal, se determinó que no existe dependencia entre estas dos variables. (Véase, Tabla 10)

Tabla 10				
Relación entre nivel de discapacidad visual y posición de cada segmento				
Segmento	Posición	Nivel DV		Fisher's exact (P. value)
		Ceguera Nº=9 % (n)	Baja visión Nº=11 % (n)	
				P. value
Cabeza	Posición Neutra	10% (2)	20% (4)	0.426
	Hacia adelante	35% (7)	35% (7)	
Columna Cervical	Convexa hacia adelante (normal)	15% (3)	30% (6)	0.811
	Ligeramente extendida	5% (1)	5% (1)	
	Curva normal, ligeramente anterior	25% (5)	20% (4)	
Escápulas	Aplanadas contra la parte superior de la espalda (normal)	30% (6)	45% (9)	0.396
	Abducción	15% (3)	10% (2)	
Columna Dorsal	Convexa hacia atrás (normal)	15% (3)	25% (5)	0.942
	Flexión aumentada (cifosis)	20% (4)	20% (4)	
	Gran cifosis, con desplazamiento posterior de la parte superior del tronco	0% (0)	5% (1)	
	Curva normal, ligeramente posterior	5% (1)	0% (0)	

	Flexión superior aumentada y parte inferior recta	5% (1)	5% (1)	
Columna Lumbar	Ligeramente convexa hacia atrás (curva normal)	5% (1)	10% (2)	1.000
	Hiperextendida (lordosis)	30% (6)	30% (6)	
	Flexión aumentada con aplanamiento lumbar	10% (2)	15% (3)	
Pelvis	Posición neutra	0% (0)	20% (4)	0.058
	Inclinación anterior (anteversión)	35% (7)	35% (7)	
	Inclinación posterior (retroversión)	10% (2)	0% (0)	
Cadera	Posición neutra	30% (6)	20% (4)	0.472
	Flexionada	5% (1)	5% (1)	
	Extendida	10% (2)	30% (6)	
Rodilla	Posición neutra	30% (6)	20% (4)	0.595
	Ligeramente hiperextendida	5% (1)	15% (3)	
	Hiperextendida	10% (2)	20% (4)	
Tobillo	Posición neutra	10% (2)	15% (3)	0.604
	Ligera flexión plantar	35% (7)	40% (8)	

DESCRIPCIÓN DE LA ACELEROMETRÍA POSTURAL EN SUJETOS CON DISCAPACIDAD VISUAL

El promedio de los peak de frecuencia de aceleración fue mayor en el eje Y (dirección cefalocaudal), en la prueba con ojos cerrados (media 0.387 Hz \pm 0.145), seguido por la prueba con ojos abiertos en el mismo eje (media 0.309 Hz \pm 0.161). Por otro lado, los valores en el eje X (dirección medio-lateral), fueron de 0.289 Hz \pm 0.212 con ojos abiertos y 0.284 Hz \pm 0.309 con ojos cerrados. Los peaks de frecuencia en el eje Z (dirección anteroposterior) resultaron menores, donde con ojos abiertos el promedio fue de 0.145 Hz \pm 0.059 y con ojos cerrados el resultado de los promedios fue 0.148 Hz \pm 0.039. (Véase, Tabla 11)

Al aplicar la prueba de Shapiro-Wilk, se demuestra que la distribución es normal para todos los ejes y todas las condiciones, excepto en el eje Y (dirección cefalocaudal) con ojos cerrados, donde el valor es de 0.00730. (Véase, Tabla 11)

Tabla 11			
Promedios peacks de frecuencia acelerometría postural			
Eje	Prueba	Media \pm SD	Shapiro-Wilk Prob> z
X	Ojos Abiertos	0.289 Hz \pm 0.145	0.10712
	Ojos Cerrados	0.284 Hz \pm 0.161	0.17238
Y	Ojos Abiertos	0.309 Hz \pm 0.212	0.07204
	Ojos Cerrados	0.387 Hz \pm 0.309	0.00730
Z	Ojos Abiertos	0.145 Hz \pm 0.059	0.06604
	Ojos Cerrados	0.148 Hz \pm 0.039	0.23673

Acelerometría postural por tipo de discapacidad visual

Para el grupo de discapacidad visual de tipo congénita, la distribución por sexos fue de 4 (66,67%) hombres, y 2 (33,33%) mujeres. El promedio de edad fue de 28,16 años \pm 7,30. En cuanto al peso de los sujetos, la media fue de 61,16 kilogramos \pm 14,62; mientras que la talla tuvo una media de 1,52 metros \pm 0,086, al relacionar peso con talla se obtuvo el IMC con una media de 25,93 \pm 3,66. Además tres de los individuos (50%) obtuvo una postura de tipo cifolordótica. (Véase, Tabla 12)

En cuanto a la distribución de los peak de frecuencia de la acelerometría postural, para el eje X con ojos abiertos se obtuvo un valor promedio de 0.335 Hz \pm 0.127, mientras que en el mismo eje con ojos cerrados el valor fue de 0.309 Hz \pm 0.144. De forma similar el promedio de la frecuencia para el eje Y con ojos abiertos fue de 0.222 Hz \pm 0.166, y con ojos cerrados de 0.243 Hz \pm 0.125. Finalmente para el eje Z, el promedio de frecuencia con ojos abiertos fue de 0.174 Hz \pm 0.074, mientras que al cerrar los ojos este valor disminuyó a 0.148 Hz \pm 0.040. (Véase, Tabla 12)

Se determinó luego del análisis estadístico a través de la prueba de Shapiro-Wilk, que existe una distribución normal de los datos para el grupo de discapacidad visual de tipo congénita.

Tabla 12			
Características del grupo congénito			
VARIABLES CUALITATIVAS			
Variable	Categorías	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Género	Masculino	4	66,67%
	Femenino	2	33,33%
Postura	Postura ideal	1	16,67%
	Postura Cifolordótica	3	50,00%
	Postura "Tipo militar"	1	16,67%
	Postura mixta	1	16,67%
VARIABLES CUANTITATIVAS			
Variable	Media ± SD		
Edad	28.166 años ± 7.305		
Peso	61.166 kilos ± 14.620		
Talla	1.523 metros ± 0.086		
IMC	25.935 ± 3.667		
OAX	0.335 Hz ± 0.127		
OAY	0.222 Hz ± 0.166		
OAZ	0.174 Hz ± 0.074		
OCX	0.309 Hz ± 0.144		
OCY	0.243 Hz ± 0.125		
OCZ	0.148 Hz ± 0.040		
Nota. OAX: Ojos Abiertos en el eje X / OAY: Ojos abiertos en el eje Y / OAZ: Ojos abiertos en el eje Z / OCX: Ojos cerrados en el eje X / OCY: Ojos cerrados en el eje Y / OCZ: Ojos cerrados en el eje Z			

Para el grupo de discapacidad visual de tipo adquirida, la distribución por sexos fue de 6 (66,67%) hombres, y 3 (33,33%) mujeres. El promedio de edad fue de 24,66 años \pm 8,77. En cuanto al peso de los sujetos, la media fue de 72,61 kilogramos \pm 16,84, mientras que la talla tuvo una media de 1,63 metros \pm 0,12, al relacionar peso con talla se obtuvo el IMC con una media de 27,52 \pm 6,54. Además 5 de los individuos (55,56%) obtuvo una postura de tipo cifolordótica. (Véase, Tabla 13)

En cuanto a la distribución de los peak de frecuencia de la acelerometría postural, para el eje X con ojos abiertos se obtuvo un valor promedio de 0.245 Hz \pm 0.152, mientras que en el mismo eje con ojos cerrados el valor fue de 0.268 Hz \pm 0.177. De forma similar el promedio de la frecuencia para el eje Y con ojos

abiertos fue de $0.367 \text{ Hz} \pm 0.228$, y con ojos cerrados de $0.483 \text{ Hz} \pm 0.363$. Finalmente para el eje Z, el promedio de frecuencia con ojos abiertos fue de $0.126 \text{ Hz} \pm 0.041$, mientras que al cerrar los ojos este valor aumento levemente a $0.148 \text{ Hz} \pm 0.040$. (Véase, Tabla 13)

Se determinó luego del análisis estadístico a través de la prueba de Shapiro-Wilk, que existe una distribución normal de todas las variables para el grupo de discapacidad visual de tipo adquirida, exceptuando la edad, con un valor $p = 0,00143$.

Tabla 13			
Características del grupo adquirido			
VARIABLES CUALITATIVAS			
Variable	Categorías	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Género	Masculino	6	66,67%
	Femenino	3	33,33%
Postura	Postura ideal	1	11,11%
	Postura Cifolordótica	5	55,56%
	Postura mixta	3	33,33%
VARIABLES CUANTITATIVAS			
Variable	Media \pm SD		
Edad	24.666 años \pm 8.774		
Peso	72.611 kilos \pm 16.844		
Talla	1.63 metros \pm 0.128		
IMC	27.524 \pm 6.548		
OAX	0.245 Hz \pm 0.152		
OAY	0.367 Hz \pm 0.228		
OAZ	0.126 Hz \pm 0.041		
OCX	0.268 Hz \pm 0.177		
OCY	0.483 Hz \pm 0.363		
OCZ	0.148 Hz \pm 0.040		
Nota. OAX: Ojos Abiertos en el eje X / OAY: Ojos abiertos en el eje Y / OAZ: Ojos abiertos en el eje Z / OCX: Ojos cerrados en el eje X / OCY: Ojos cerrados en el eje Y / OCZ: Ojos cerrados en el eje Z			

Al comparar las medias de los peak de frecuencia en los diferentes ejes y relacionando los grupos de discapacidad visual por tipo, se observaron diferencias

estadísticamente significativas en el eje Y (dirección cefalocaudal) ($p=0.022$), al comparar a los sujetos de tipo congénito y adquirido con ojos abiertos, con una media del peak de frecuencia de $0.367 \text{ Hz} \pm 0.023$ en el grupo adquirido y de $0.223 \text{ Hz} \pm 0.167$ en el grupo congénito; no así en los ejes X (dirección medio-lateral) y Z (dirección anteroposterior). (Véase, Tabla 14)

Tabla 14						
Congénito vs Adquirido con ojos abiertos en diferentes ejes						
	Congénito	Adquirido	Congénito	Adquirido	Congénito	Adquirido
	Eje x	Eje x	Eje y	Eje y	Eje z	Eje z
N	6	9	6	9	6	9
Media	0.336 Hz	0.246 Hz	0.223 Hz	0.367 Hz	0.174 Hz	0.126 Hz
Desviación estándar	0.127	0.153	0.167	0.023	0.074	0.417
T-test	0.255		0.022*		0.787	
Pr(T > t)						
Nota. *Valores significativos $p<0.05$						

Por otro lado, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los tres ejes, al comparar al grupo congénito y adquirido con los ojos cerrados, alcanzando valores del t-test de 0.647, 0.146 y 1.000 en el eje X, Y y Z, respectivamente. (Véase, Tabla 15)

Tabla 15						
Congénito vs Adquirido con ojos cerrados en diferentes ejes						
	Congénito	Adquirido	Congénito	Adquirido	Congénito	Adquirido
	Eje x	Eje x	Eje y	Eje y	Eje z	Eje z
N	6	9	6	9	6	9
Media	0.309 Hz	0.268 Hz	0.243 Hz	0.484 Hz	0.148 Hz	0.148 Hz
Desviación estándar	0.145	0.178	0.125	0.364	0.407	0.041
T-test	0.647		0.146		1.000	
Pr(T > t)						

Acelerometría postural por nivel de discapacidad visual

Los resultados obtenidos al analizar por nivel de discapacidad visual al total de los individuos se muestran a continuación.

Para el grupo con ceguera, la distribución por sexos fue de 5 (71,43%) hombres, y 2 (28,57%) mujeres. El promedio de edad fue de 28,14 años \pm 8,09. En cuanto al peso de los sujetos, la media fue de 61,07 kilogramos \pm 15,77; mientras que la talla tuvo una media de 1,56 metros \pm 0,12; al relacionar peso con talla se obtuvo el IMC con una media de 24,78 \pm 4,68. Además cuatro de los individuos (57,14%) obtuvo una postura de tipo cifolordótica. (Véase, Tabla 16)

En cuanto a la distribución de los peak de frecuencia de la acelerometría postural, para el eje X con ojos abiertos se obtuvo un valor promedio de 0.347 Hz \pm 0.135, mientras que en el mismo eje con ojos cerrados este valor disminuyó, siendo de 0.317 Hz \pm 0.152. De forma similar el promedio de la frecuencia para el eje Y con ojos abiertos fue de 0.254 Hz \pm 0.185, y aumentó notablemente con ojos cerrados a 0.330 Hz \pm 0.342. Finalmente para el eje Z, el promedio de frecuencia con ojos abiertos fue de 0.142 Hz \pm 0.046, mientras que al cerrar los ojos este valor fue de 0.147 Hz \pm 0.037. (Véase, Tabla 16)

Se determinó luego del análisis estadístico a través de la prueba de Shapiro-Wilk, que existe una distribución normal de todos los datos para el grupo de discapacidad visual con ceguera, a excepción de los obtenidos para los peaks de frecuencia en el eje Y tanto con ojos abiertos, como cerrados, obteniendo ambos valores inferiores a 0,05.

Tabla 16			
Características del grupo ceguera			
VARIABLES CUALITATIVAS			
Variable	Categorías	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Género	Masculino	5	71,43%
	Femenino	2	28,57
Postura	Postura Cifolordótica	4	57,14%
	Postura "tipo militar"	1	14,29%
	Postura mixta	2	28,57%
VARIABLES CUANTITATIVAS			
Variable	Media ± SD		
Edad	28.142 años ± 8.091		
Peso	61.071 kilos ± 15.775		
Talla	1.562 metros ± 0.120		
IMC	24.787 ± 4.683		
OAX	0.347 Hz ± 0.135		
OAY	0.254 Hz ± 0.185		
OAZ	0.142 Hz ± 0.046		
OCX	0.317 Hz ± 0.152		
OCY	0.330 Hz ± 0.342		
OCZ	0.147 Hz ± 0.037		
Nota. OAX: Ojos Abiertos en el eje X / OAY: Ojos abiertos en el eje Y / OAZ: Ojos abiertos en el eje Z / OCX: Ojos cerrados en el eje X / OCY: Ojos cerrados en el eje Y / OCZ: Ojos cerrados en el eje Z			

Por otro lado, para el grupo con baja visión, la distribución por sexos fue de 5 (62,50%) hombres, y 3 (37,50%) mujeres. El promedio de edad fue de 24,25 años \pm 8,25. En cuanto al peso de los sujetos, la media fue de 74,12 kilogramos \pm 15,49; mientras que la talla tuvo una media de 1,60 metros \pm 0,12; al relacionar peso con talla se obtuvo el IMC con una media de 28,72 \pm 5,72. Además cuatro de los individuos (50%) obtuvo una postura de tipo cifolordótica. (Véase, Tabla 17)

En cuanto a la distribución de los peak de frecuencia de la acelerometría postural, para el eje X con ojos abiertos se obtuvo un valor promedio de 0.223 Hz \pm 0.135, mientras que en el mismo eje con ojos cerrados este valor fue de 0.256 Hz \pm 0.173. De forma similar el promedio de la frecuencia para el eje Y con ojos

abiertos fue de $0.357 \text{ Hz} \pm 0.234$, y aumentó notablemente con ojos cerrados a $0.437 \text{ Hz} \pm 0.292$. Finalmente para el eje Z, el promedio de frecuencia con ojos abiertos fue de $0.147 \text{ Hz} \pm 0.072$, mientras que al cerrar los ojos este valor fue de $0.148 \text{ Hz} \pm 0.043$. (Véase, Tabla 17)

Se determinó luego del análisis estadístico a través de la prueba de Shapiro-Wilk, que existe una distribución normal de todos los datos para el grupo de discapacidad visual con baja visión, a excepción de la edad.

Tabla 17			
Características del grupo baja visión			
VARIABLES CUALITATIVAS			
Variable	Categorías	Frecuencia (n)	Porcentaje (%)
Género	Masculino	5	62,50%
	Femenino	3	37,50%
Postura	Postura ideal	2	25%
	Postura cifolordótica	4	50%
	Postura mixta	2	25%
VARIABLES CUANTITATIVAS			
Variable	Media \pm SD		
Edad	24.25 años \pm 8.259		
Peso	74.125 kilos \pm 15.495		
Talla	1.608 metros \pm 0.127		
IMC	28.72 \pm 5.729		
OAX	0.223 Hz \pm 0.135		
OAY	0.357 Hz \pm 0.234		
OAZ	0.147 Hz \pm 0.072		
OCX	0.256 Hz \pm 0.173		
OCY	0.437 Hz \pm 0.292		
OCZ	0.148 Hz \pm 0.043		
Nota. OAX: Ojos Abiertos en el eje X / OAY: Ojos abiertos en el eje Y / OAZ: Ojos abiertos en el eje Z / OCX: Ojos cerrados en el eje X / OCY: Ojos cerrados en el eje Y / OCZ: Ojos cerrados en el eje Z			

Relacionando los grupos de discapacidad visual por nivel, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los tres ejes,

al comparar al grupo de ceguera y baja visión con los ojos abiertos, alcanzando valores del t-test de 0.1016, 0.3689 y 0.9764, en el eje X, Y y Z respectivamente. (Véase, Tabla 18)

Tabla 18						
Ceguera vs Baja visión con ojos abiertos en diferentes ejes						
	Ceguera Eje x	Baja visión Eje x	Ceguera Eje y	Baja visión Eje y	Ceguera Eje z	Baja visión Eje z
N	7	8	7	8	7	8
Media	0.348 Hz	0.224 Hz	0.254 Hz	0.357 Hz	0.143 Hz	0.148 Hz
Desviación estándar	0.136	0.136	0.186	0.235	0.0464	0.0725
T-test Pr(T > t)	0.1016		0.3689		0.9764	

Al igual que en la prueba anterior, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los tres ejes, al comparar ambos grupos con los ojos cerrados, alcanzando valores del t-test de 0.4923, 0.5244 y 0.9625 en el eje X, Y y Z, respectivamente. (Véase, Tabla 19)

Tabla 19						
Ceguera vs Baja visión con ojos cerrados en diferentes ejes						
	Ceguera Eje x	Baja visión Eje x	Ceguera Eje y	Baja visión Eje y	Ceguera Eje z	Baja visión Eje z
N	7	8	7	8	7	8
Media	0.317 Hz	0.257 Hz	0.33 Hz	0.437 Hz	0.148 Hz	0.149 Hz
Desviación estándar	0.153	0.173	0.342	0.292	0.037	0.043
T-test Pr(T > t)	0.4923		0.5244		0.9625	

CAPÍTULO V: DISCUSIÓN

ALTERACIONES POSTURALES EN EL PLANO SAGITAL EN INDIVIDUOS CON DISCAPACIDAD VISUAL

Según Amouzadeh, Reza & Simin (2012) los individuos con discapacidad visual presentan un empeoramiento de la coordinación y movimiento, lo que los llevan a disminuir su movilidad y que finalmente los conduce a condiciones físicas adversas. Godfrey y cols (2008) por otra parte, afirman que la pérdida o déficit de la visión genera alteraciones de tipo músculo-esqueléticas las cuales derivan en mayores desviaciones posturales al compararlos con sujetos con visión normal. Un ejemplo de esto, se observa en el estudio de Siegel y Murphy que ya en el año 1970, mencionan que la hipercifosis e hiperlordosis son las alteraciones más frecuentes en esta población, condición que también se observa en el presente estudio, existiendo un 40% de individuos con un aumento de la cifosis dorsal, un 5% con una gran cifosis y un aumento de la lordosis lumbar en el 60% del total de los sujetos. Dichas desviaciones posturales Di Francesco en 1980 explica que se pueden desarrollar de forma compensatoria, ya sea el aumento de la lordosis lumbar producto de un aumento en la cifosis dorsal, o viceversa, así como también para contrarrestar la flexión anterior de tronco. En el año 1980 Di Francesco, también afirma que existe una mayor cifosis dorsal en sujetos ciegos, además de condiciones como: inclinación anterior de cabeza, flexión de rodilla y cadera. De estas tres condiciones, sólo la primera se condice con los resultados de la presente investigación, donde el 70% de los sujetos presenta una posición de la cabeza hacia delante, la cual según Di Francesco (1980) se puede explicar como una medida de protección de uno mismo contra una posible colisión con objetos tales como puertas y paredes, o bien como una posición compensatoria para contrarrestar la inclinación hacia atrás del tronco. Por otra parte, la justificación que se le otorga a la posición de flexión de cadera y rodilla, se le atribuye a largos periodos de permanecer en posición sedente, como también puede estar relacionada con la evitación a extender las rodillas o caderas durante la postura estática en un intento de aumentar su estabilidad a través de la disminución del movimiento de sus extremidades, o como una reacción defensiva

ante caídas inesperadas. Sin embargo en la población estudiada predomina una posición neutra en ambos segmentos, razón que puede explicarse producto de que el 55% de los sujetos presentan un nivel de actividad física de tipo Activo en el test RAPA 1 y que ninguno de los sujetos es sedentario.

Otras de las principales alteraciones posturales observadas en la presente investigación, fueron: anteversión pélvica en el 70% y una flexión plantar en el 75% del total de los sujetos. La alta prevalencia de anteversión pélvica puede explicarse debido a que existe un gran número de sujetos con aumento de la lordosis lumbar (60%), sin embargo esta relación no ha sido explicada en otras investigaciones en individuos con discapacidad visual. En cuanto al hallazgo del alto porcentaje de sujetos con flexión plantar, este no ha sido encontrado en investigaciones anteriores. Sin embargo lo que sí se ha pesquisado, es la alta prevalencia de pie plano (Di Francesco, 1980; Siegel y Murphy, 1970), condición que no es posible de ser evaluada mediante el método propuesto por Kendall en el plano sagital.

En cuanto a las posturas descritas por Kendall, no existen estudios que las utilicen para clasificar alteraciones posturales en sujetos con discapacidad visual, por lo que los resultados no son comparables. A pesar de esto se determinó que existe un 40% de los sujetos que presenta una postura cifolordótica, aspecto que se condice con lo mencionado con anterioridad en la evaluación por segmentos corporales, donde las principales desviaciones fueron desplazamiento de la cabeza hacia delante, aumento de la cifosis dorsal, hiperlordosis y anteversión pélvica.

¿EL TIPO Y/O NIVEL DE DISCAPACIDAD VISUAL INFLUYEN EN LA ADQUISICIÓN DE DESVIACIONES POSTURALES?

Existen estudios que han pesquisado desviaciones posturales en individuos con diferentes condiciones de discapacidad visual. Como es el caso de Mosquera en el año 1995, quien encontró que todos los sujetos con ceguera congénita evaluados presentaban algún tipo de desviación postural. Siendo las principales de estas hipercifosis en un 55%, hiperlordosis en un 70%, flacidez muscular de los abdominales en un 85%. Por otra parte, Siegel y Murphy (1970) diferenciando por tipo de discapacidad visual, indicaron que los sujetos que son ciegos congénitos poseen más desviaciones posturales que los ciegos adquiridos. Sin embargo, en el presente estudio, se encontró que no existe una dependencia entre tipo de discapacidad visual y posición de cada segmento corporal, siendo muy similar la cantidad de desviaciones posturales en ambos grupos.

Estudios de Siegel y Murphy (1970), afirman que los sujetos con baja visión poseen problemas posturales mayores que los ciegos totales. Esto puede deberse a la explicación que da Maciel en el 2001, que sostiene que los sujetos con baja visión se ven obligados a adoptar posiciones poco comunes, que determinan mayor cansancio y tensión, las cuales llevan a torsión de cabeza y posturas inclinadas. Por otra parte en un estudio más actual se compararon sujetos ciegos y sujetos con visión, encontrándose una diferencia significativa en ambos grupos, registrando un mayor número de personas con cifosis, escoliosis y acortamientos de isquiotibiales en el grupo de los sujetos ciegos (Amouzadeh, Reza y Simin, 2012). Sin embargo, al igual que los resultados anteriores, se encontró que no existe una dependencia entre nivel de discapacidad visual y segmentos corporales en la población del presente estudio.

En cuanto al análisis según las posturas descritas por Kendall, no existe una dependencia entre el tipo y nivel de discapacidad visual y alguna postura

específica. No es posible realizar una comparación de los resultados del presente estudio con sujetos con discapacidad visual, debido a que esta población no ha sido analizada bajo la clasificación de posturas de Kendall previamente.

¿EXISTEN DIFERENCIAS EN LA FRECUENCIA DEL BALANCEO POSTURAL ENTRE SUJETOS CON VISIÓN NORMAL Y CON DISCAPACIDAD VISUAL?

Existen múltiples estudios donde se analiza el balanceo postural en individuos con visión normal, como en la investigación de Martínez-Mendez, Sekine y Tamura (2012) quienes mencionan que el primer paso antes de usar las señales de acelerometría es determinar el rango de frecuencia para el análisis y para determinar cómo minimizar posibles fuentes de variabilidad de la señal no deseadas. El análisis de rango de frecuencia de la oscilación postural no está bien definido. Los estudios más actuales realizados con posturografía, describen rangos de 0,01 a 4 Hz (Friedrich, Grein, Wicher, Schuetze, Mueller, Lauenroth, Hottenrott & Schwesig, 2008), de 0 a 2 Hz (Yokoyama, Araki, Nishikitani & Sato, 2002) o de 0 a 1 Hz. (Loughlin & Redfern, 2001). En el estudio de Martínez-Mendez, Sekine y Tamura (2012), se utilizó un acelerómetro triaxial, donde se investigó el balanceo postural en adultos jóvenes y adultos mayores en condiciones de ojos abiertos y ojos cerrados, y se analizó según las intensidades de sus frecuencias en las distintas direcciones: cefalocaudal o vertical, anteroposterior y medio-lateral, donde se obtuvieron valores de 0.47 Hz (DS=0.03), 0.61 Hz (DS=0.02) y 0.52 Hz (DS=0.03), respectivamente con ojos abiertos y 0.46 Hz (DS=0.02), 0.62 Hz (DS=0.03) y 0.53 Hz (DS=0.02) con ojos cerrados, en el grupo de los adultos jóvenes. Sin embargo, al analizar a los sujetos con discapacidad visual, en condiciones de postura estática, con ojos abiertos y sobre una superficie sólida, Schwesig y cols (2011) describieron que la frecuencia de oscilación de su centro de gravedad se encuentra entre 0,2 y 1 Hz. De forma similar, en condiciones de postura estática con ojos cerrados, se determinó que

las intensidades más altas se concentran en un rango de frecuencia de 0,5 a 1 Hz, la cual difiere de la reportada en sujetos con visión que va de un rango de 0,1 a 0,5 Hz y de 0,5 a 1 Hz. Cabe destacar que los valores reportados por Schwesig fueron determinados utilizando un posturógrafo.

Los resultados de los sujetos con discapacidad visual del presente estudio, en la condición de ojos abiertos, si bien no son del todo comparables con los del estudio de Schwesig y cols (2011), producto de que este no describe la dirección específica del balanceo, sí puede destacarse que los valores de los desplazamientos del centro de gravedad en el sentido cefalocaudal y medio-lateral, se encuentran dentro del rango de frecuencias descrito de 0.2 a 1 Hz, no así en el sentido anteroposterior, ya que se obtiene un frecuencia inferior a 0.2 Hz. Mientras que durante la prueba de ojos cerrados, los resultados prácticamente no varían a los anteriores, siendo los valores de las frecuencias menores que 0.5 Hz en todas las direcciones, lo cual difiere de las frecuencias sobre 0.5 Hz de los sujetos con discapacidad visual del estudio de Schwesig y cols (2011), y además caracterizándose por ser más similares a las frecuencias de los sujetos del grupo con visión normal.

Cabe mencionar que los valores en todos los ejes o direcciones del presente estudio, son menores a los descritos por Martínez-Mendez, Sekine y Tamura (2012) en el grupo de adultos jóvenes sanos con visión normal en condición de ojos abiertos y cerrados. Por otra parte, los mismos autores describen que existe una mayor frecuencia en la dirección anteroposterior, luego en la dirección medio-lateral y en menor medida en la dirección cefalocaudal, situación que se contrapone a los resultados de la presente investigación, donde existe una mayor frecuencia en la dirección cefalocaudal, luego en el medio-lateral y finalmente en la dirección anteroposterior.

Friendrich y cols en el año 2008, determinan que las frecuencias de oscilación del centro de presión, entre 0,03 y 0,1 Hz corresponden a regulación de

tipo visual, mientras que Schwesig y cols el año 2011, afirman que este mismo tipo de regulación se encuentra en el rango de frecuencias de 0,1 Hz y por debajo. De igual forma Schwesig y cols (2011) en el mismo estudio describen que para los rangos de frecuencia entre 0,1 y 0,5 Hz la regulación es de tipo vestibular, mientras que entre 0,5 y 1,0 Hz corresponde a regulación de tipo somatosensorial; indicando por lo tanto, que en su investigación el grupo de discapacidad visual utiliza una estrategia predominantemente de tipo vestibular y somatosensorial para el mantenimiento de su postura con ojos abiertos, y sólo somatosensorial al cerrar los ojos. Aspecto que difiere de los resultados encontrados en este estudio donde se observa que la estrategia utilizada es la de tipo vestibular durante las pruebas de ojos abiertos y ojos cerrados, ya que los peak de frecuencia se mantienen entre 0,1 y 0,5 Hz en ambas pruebas.

Cabe destacar que en orden decreciente, existe un mayor balanceo en la dirección cefalocaudal, medio-lateral y anteroposterior, condición que coincide parcialmente con el estudio de Schwesig y cols (2011) quien menciona que el balanceo medio-lateral es mayor que el anteroposterior en los sujetos con discapacidad visual, pudiendo esto relacionarse con la duración de la pérdida visual, sin embargo no hace mención al balanceo en dirección céfalo-caudal producto de la medición con posturografía.

¿EXISTEN DIFERENCIAS POR TIPO Y NIVEL DE DISCAPACIDAD VISUAL EN LA FRECUENCIA DE OSCILACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD?

Schwesig y cols (2011), compararon sujetos con visión normal y sujetos por tipos de discapacidad visual (congénito y adquirido) en condiciones de postura estática con ojos abiertos y cerrados. A partir de un análisis de frecuencias, demostraron que los sujetos con discapacidad visual de tipo adquirida son mucho menos estables que los sujetos con visión normal durante la prueba de los ojos abiertos, situación que cambia con los ojos cerrados, donde ambos mostraron la misma estabilidad. Por otro lado, los sujetos con discapacidad visual congénita, resultaron igualmente estables que los sujetos con visión normal con ojos abiertos, y demostraron ser significativamente más estables en condiciones de ojos cerrados. Por lo que al comparar los tipos de discapacidad visual, los sujetos del grupo congénito demostraron ser mucho más estables que los sujetos del grupo adquirido, ya sea en condiciones de ojos abiertos o en condiciones de ojos cerrados.

A pesar que la acelerometría, no entregue datos acerca de la estabilidad de los sujetos, es posible señalar que la frecuencia del grupo de tipo adquirido obtuvo frecuencias menores en las direcciones medio-lateral y anteroposterior, aunque no presentaron diferencias estadísticamente significativas. Mientras que en la dirección cefalocaudal, sí hubo una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos estudiados. Esto puede deberse a la explicación que da Schwesig y cols (2011), quienes demuestran que la discapacidad visual persistente (como es la discapacidad visual congénita) induce a cambios en la interacción entre los subsistemas de control postural. En los sujetos con discapacidad visual, los sistemas vestibular y somatosensorial parecen asumir un papel más importante en mantener el equilibrio y así compensar la entrada visual ausente. Por otra parte, los sujetos con discapacidad visual congénita, después de haber aprendido a usar las funciones vestibular y somatosensorial como una

fuente confiable de información para mantener el equilibrio, confían menos en su visión. Por lo tanto, el sistema vestibular y somatosensorial sirven como mecanismos de compensación, que se utilizan con mayor eficacia por la discapacidad visual congénita.

Por otra parte, en condiciones de ojos cerrados, no hubieron diferencias estadísticamente significativas para ambos grupos, sin embargo, en la dirección medio-lateral, el grupo adquirido obtuvo una menor frecuencia que el congénito, situación inversa a la que ocurre en la dirección cefalocaudal, mientras que en la dirección anteroposterior ambos grupos presentan la misma frecuencia de cambio en su aceleración del centro de gravedad. Los resultados obtenidos para ambos grupos en todas las direcciones no superan los 0,5 Hz, encontrándose dentro del rango de regulación del sistema vestibular, sin embargo para el grupo adquirido, el desplazamiento céfalo-caudal se encuentra al límite de la regulación de tipo vestibular y somatosensorial con un valor de 0,484 Hz.

En cuanto al análisis por nivel de discapacidad visual, no se han realizado estudios que describan la banda de frecuencia en que oscila el centro de gravedad de los sujetos con baja visión y ceguera, por tanto los resultados de la presente investigación para estos grupos no tienen punto de comparación con otros estudios. Sin embargo, lo que puede destacarse, es que en ambos grupos, las frecuencias de oscilación del centro de gravedad se mantienen en parámetros comparables a los rangos de sujetos jóvenes con visión normal del estudio de Martínez-Mendez, Sekine y Tamura (2012), siendo inferiores en todas las direcciones y condiciones en ambos grupos de ceguera y baja visión, lo cual puede indicar que estos tienen un mejor control de su postura y que compensan su déficit de la visión mediante la utilización de principalmente su sistema vestibular.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente estudio presenta limitaciones que podrían afectar la fiabilidad de los datos presentados. Una de estas limitaciones es el tamaño de la muestra, la cual por disponibilidad del estudiantado y por los criterios de exclusión fue de 20 personas. Por otra parte, la muestra fue seleccionada mediante un muestreo por conveniencia, debido a la escasa población que asiste actualmente al Centro y la dificultad de la toma de datos.

Otra de las limitaciones encontradas corresponde a la forma de clasificar por posturas a los sujetos, la cual crea sesgos debido a que para cuantificar una determinada postura se sumaron el número de alteraciones posturales por segmentos corporales, y luego de ello se determinó con que postura específica calzaba más el perfil de cada individuo, dándole el mismo valor a cada segmento, siendo que la posición de las extremidades inferiores debiese tener menor peso en relación a las de columna, que en definitiva otorgan el nombre a las posturas descritas por Kendall.

Por último, el tiempo entre la realización de la medición de las desviaciones posturales y de la acelerometría postural, influyó en que se redujera la cantidad de sujetos totales, lo cual determinó un N menor al inicial.

CAPÍTULO VI: CONCLUSIONES

1. Existe una asociación entre el tipo de discapacidad visual congénito con el nivel de ceguera total, y entre el tipo de discapacidad visual adquirido con el nivel de baja visión.
2. La postura más frecuente fue la de tipo Cifolordótica. Sin embargo, no existe una dependencia entre tipo, ni nivel de discapacidad visual con alguna postura específica.
3. Las desviaciones posturales más frecuentes según segmentos corporales, encontradas en el total de la muestra fueron: posición de cabeza hacia delante, curva normal, ligeramente anterior de la columna cervical, hipercifosis, hiperlordosis, anteversión pélvica y flexión plantar. Sin embargo, no existe una dependencia entre tipo y nivel de discapacidad visual con posición de cada segmento corporal.
4. La clasificación por postura utilizando el método de Kendall puede crear sesgos.
5. En condición de ojos cerrados, grupo adquirido presenta una frecuencia de oscilación cercana al límite entre las regulaciones de tipo vestibular y somatosensorial en la dirección cefalocaudal.
6. Los sujetos con discapacidad visual compensan su déficit visual a través de la mayor activación del sistema vestibular para la mantención de su postura estática, tanto con ojos abiertos como cerrados, y esto no varía al ser analizado por tipo ni nivel de discapacidad visual.

CAPÍTULO VII: BIBLIOGRAFÍA

Abelairas, J., Gayá, F., Peralta, J. y Sánchez, E., (2000). Actualización en cirugía oftálmica pediátrica: Introducción al retinoblastoma. Recuperado de <http://www.oftalmo.com/publicaciones/pediatrica/agradecimientos.htm>

Amouzadeh, M., Reza, G. & Simin, M. (2012) A survey on postural deviation and flexibility of blind and sighted girls when compared with the normal situation. *Life Science Journal*. 9(3): 1848-1853

Arnaiz, P. (1994) *Deficiencias visuales y psicomotricidad: Teoría y práctica*. ONCE. Organización Nacional de Ciegos Españoles. Departamento de Servicios Sociales para Afiliados. España.

Borges, M., Gomes, S., Esteves, C., Conti, V., Lopes, O. y Nuno, M., (2011) Avaliação das alterações posturais e retrações musculares na deficiência visual: estudo de caso, *Redalyc*, 49, 77-82.

Browne, J., & O'Hare, N., (2001). Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy*. 87(9): 489-495.

Bueno, M (1994). Visión normal. En Bueno, M. Deficiencia Visual: aspectos psicoevolutivos y educativos (pp 13-26). España: Aljibe.

Catanzariti, J, Salomez, E., Bruandet J. & Thevenon, A. (2001). Visual Deficiency and Scoliosis, *Spine*. 26(1): 48-52

Cuevas, M. (2006). El niño con déficit visual: una población creciente. En Cuevas, M. *Discapacidad visual, aporte interdisciplinario para el trabajo con la ceguera y la baja visión*. Argentina: Novedades Educativas.

Di Francesco, A. (1980). Kinesiology. En Welsh, R., y Blasch B., *Foundations of Orientation and Mobility* (pp 36-70). Nueva York, Estados Unidos: American

Foundation for the Blind.

Friedrich, M., Grein, H., Wicher, C., Schuetze, J., Mueller, A., Lauenroth, A., Hottenrott, K. & Schwesig, R., (2008). Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res*.186:305–314

Fondo Nacional de la Discapacidad. *Prevalencia de personas con discapacidad en Chile (2004)*. Santiago de Chile. Recuperado de http://www.ine.cl/canales/chile_estadistico/encuestas_discapacidad/pdf/presentacionresultadosestudionacionaldeladiscapacidad.pdf

Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D. & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineer & Physics*, 1364-1386.

Horvat, M., Ray, C., Ramsey, V., Miszko, T., Keeney, R. & Blasch, B., (2003). Compensatory Analysis and Strategies for Balance in Individuals with Visual Impairments. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 695-704.

Iunes, D., Castro, F., Salgado, H., Moura, I., Oliveira, A. y Bevilaqua-Grossi, D. (2005). Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametría. *Rev. bras. fisioter.* 9 (3): 327-334

Kamen, G., Patten, C., Duke Du, C. & Sison, S., (1998). An Accelerometry-Based System for the Assessment of Balance and Postural Sway. *Gerontology*. 44:40–45

Kendall, E., Peterson, F. y Geise P. (2000). Capítulo 4: Actitud postural: alineamiento y equilibrio muscular. En Kendall, E., Peterson, F. y Geise P., *Kendall's músculos: pruebas, funciones y dolor postural* (4ª Edición 69-118). Madrid: Marbán

Loughlin, P. & Redfern, M., (2001). Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 9(1):24–30.

Maciel, P. (2001) *Discapacidad visual y esquema corporal*. Recuperado de http://www.integrando.org.ar/investigando/dis_visual.htm

Mancini, M., Salarian A., Carlson-Kutha, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L. & Horak, F. (2012). ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation.* 9(1): 1-8.

Marchetti, G., Bellanca, J., Whitney, S., Chia-Cheng, J., Musolino, M., Furman, G. & Redfern, M., (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anteriorposterior postural sway under various sensory conditions: Test–retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research.* 23: 227–235

Martin, A. (2004). *Bases Neurofisiológicas del Equilibrio Postural*. Tesis de Doctorado en Neurociencias. Universidad de Salamanca, España.

Martinez-Mendez, R., Sekine, M. & Tamura, T., (2012): Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 15(9): 899-910

Mayagoitia, R., Looters, J., Veltink, P. & Hermens, H. (2001) Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & Posture.* 16: 55-59.

Ministerio de Salud. *Guía Clínica Trauma ocular grave* (2009). Santiago de Chile. Recuperado de <http://www.maxilofacialchile.cl/sitio/images/stories/guias/9.pdf>

Miralles I. (2005). Capítulo 18: Postura. En Miralles R., *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor*. (2ª Edición 307-325). Barcelona,

España: Masson.

Mosquera, F., (1995). Notas y comentarios: posturas características de los deficientes visuales. *INTEGRACIÓN, Revista sobre ceguera y deficiencia visual*. 18: 50-51.

Muñoz, M. y Parra, M. (2008) *Alineación global en el plano sagital de escolares de 5 y 6 años de edad en la escuela Educalen*. Memoria de título publicada, Escuela de Kinesiología, Universidad de Talca.

Mayagoitia, R., Looters, J., Veltink, P. & Hermens, H. (2001) Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & Posture*. 16: 55-59.

Nakata, H. & Yabe, K. (2001). Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. *Gait & Posture*. 14(1): 36-43.

Olivera, G. (2011). Normativa para la certificación de personas con discapacidad visual. Recuperado de <http://www.snr.gov.ar/uploads/CUD-NORMA-VISUAL.pdf>

Organización Mundial de la Salud y el Grupo del Banco mundial (2011, 9 de junio). Discapacidades. Recuperado de <http://www.who.int/topics/disabilities/es/>

Organización Mundial de la Salud (2013, septiembre). Discapacidad y salud. Recuperado de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>

Peña, L. (2011). Neuro-oftalmología. Recuperado de <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/quinto/especialidades/oftalmologia/pdf/Neuro-oftalmologia-2011.pdf>

Ray, C., Horvat, M., Croce, R., Mason, C. & Wolf, S. (2008). The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision

loss. *Gait & Posture*. 28: 58–61

Rougier, P. & Farenc, L. (2000). Adaptative effects of loss of vision on upright undisturbed stance. Francia, *Brain Research*. 871: 165-174

Schmid, M. Nardone, A., De Nunzio, A., Schmid, M. & Schieppati, M. (2007). Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain*. 130 (8): 2097-2107.

Schwesig, R., Goldich, Y., Hahn, A., Müller, A., Kohen-Raz, R., Kluttig, A., & Morad, Y. (2010). Postural control in subjects with visual impairment. *Eur J Ophthalmol*. 21 (3): 303-309.

Sforza, Ch., Eid, L. & Ferrario, V., (2000). Sensorial Afferents and Center of Foot Pressure in Blind and Sighted Adults. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 94 (2): 97-111

Siegel, I. & Murphy, T., (1970). Postural determinants in the blind (the influence of posture and movility and orientation). Chicago, IL: Visually Handicapped Institute

Shumway-Cook, A., Woollacott, M. (1995). Control de la postura y del equilibrio. En Shumway-Cook, A., Woollacott, M. *Control motor, teorías y aplicaciones prácticas*. Williams & Wilkins. 6: 101-121.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M. (1995). Teorías sobre el control motor En Shumway-Cook, A., Woollacott, M. *Control motor, teorías y aplicaciones prácticas*. Williams & Wilkins. 1: 3-18.

Tomomitsu, M., Castilho, A., Morimoto, E., Bobbio, T. & Greve J., (2013). Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics*. 68(4): 517-521.

Torres, A. (2006). Definición de conceptos básicos relacionados con el campo de la discapacidad visual. En Torres, A. *Atención al educando ciego o con deficiencias visuales*. Costa Rica: EUNED. pp 36.

Topolski, T., LoGerfo, J., Patrick, D., Williams, B., Walwick, J. & Patrick, M., (2006). The Rapid Assessment of Physical Activity (RAPA) among older adults. *Prevention of Chronic Disorders*. 3(4): A118.

Whitney, S., Roche, J., Marchetti, G., Lin, C., Steed, D., Furman, G., Musolino, M. & Redfern, M., (2010). A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait & Posture*. 594-599.

Yang, Ch. & Hsu, Y., (2010). A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors*. 10: 7772-7788

Yokoyama, K., Araki, S., Nishikitani, M. & Sato, H., (2002). Computerized posturography with sway frequency analysis: application in occupational and environmental health. *Ind Health*. 40(1):14–22.

CAPÍTULO VIII: ANEXOS

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO (Evaluación Postural)

Usted ha sido invitado(a) a participar en el estudio “Descripción de las desviaciones posturales en adultos con discapacidad visual congénita y adquirida que asisten a capacitación e inserción laboral en el Centro Educacional Santa Lucía”, a cargo del investigador MAURICIO VENEGAS DE LA PAZ, docente a cargo de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación.

El objetivo principal de este trabajo es identificar alteraciones posturales en personas con discapacidad visual tanto congénita como adquirida en el contexto del Centro Educacional Santa Lucía, a través del modelo de evaluación postural de Kendall y de la Acelerometría postural.

Si acepta participar en este estudio se requerirá entrevistarle con el fin de recolectar datos y antecedentes en relación a su discapacidad visual, nivel de actividad física, peso y estatura, entre otras. Se efectuarán además una serie de pruebas para evaluar el estado de su postura, en las que se le solicitará llevar el mínimo de ropa posible y se le colocarán marcadores en ciertas partes del cuerpo para identificar algunas estructuras anatómicas. La actividad será registrada con una cámara fotográfica para su posterior análisis. Así como también se les colocará un cinturón con el acelerómetro para evaluar su balanceo postural.

Además tendrá derecho a no responder preguntas si así lo estima conveniente. La totalidad de la información obtenida será de carácter confidencial, para lo cual los informantes serán identificados con código, sin que la identidad de los participantes sea requerida o escrita en la ficha de registro. Los datos recogidos serán analizados en el marco de la presente investigación y su presentación será efectuada de manera que los usuarios no puedan ser individualizados.

La participación en este estudio no reportará beneficios personales, no obstante, los resultados del trabajo constituirán un aporte al conocimiento en relación a las intervenciones kinésicas en la discapacidad visual.

Si tiene consultas respecto de esta investigación, puede contactarse con el investigador MAURICIO VENEGAS DE LA PAZ al teléfono (02)27562157 o a su mail: Mauricio.venegas@umce.cl.

Si desea efectuar consultas respecto de sus derechos como participante puede contactar al Comité de Ética de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación a través de la Dirección de investigación de la UMCE al teléfono 22412440.

Por medio del presente documento declaro haber sido informado de lo antes indicado, y estar en conocimiento del objetivo del estudio DESCRIPCIÓN DE LAS DESVIACIONES POSTURALES EN ADULTOS CON DISCAPACIDAD VISUAL CONGÉNITA Y ADQUIRIDA QUE ASISTEN A CAPACITACIÓN E INSERCIÓN LABORAL EN EL CENTRO EDUCACIONAL SANTA LUCÍA.

Manifiesto mi interés por participar en este estudio y he recibido un duplicado firmado de este documento que reitera este hecho.

Acepto participar en el presente estudio (Firma y Nombre)

Fecha: _____

ANEXO 2. CUESTIONARIO RAPA (RAPID ASSESSMENT OF PHYSICAL ACTIVITY)

¿Cuál es su nivel de actividad física? (Marque su respuesta para cada pregunta)

		¿Lo describe a usted con exactitud?		
RAPA 1	1	Nunca o casi nunca hago actividades físicas.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	2	Hago algunas actividades físicas ligeras y/o moderadas , pero no cada semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	3	Hago algunas actividades físicas ligeras cada semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	4	Hago actividades físicas moderadas cada semana, pero menos de cinco días a la semana, o menos de 30 minutos diarios en esos días.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	5	Hago actividades físicas vigorosas cada semana , pero menos de tres días por semana, o menos de 20 minutos diarios en esos días.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	6	Hago 30 minutos o más de actividades físicas moderadas por día, 5 o más días por semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	7	Hago 20 minutos o más de actividades físicas vigorosas por día, 3 o más días por semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
RAPA 2 <small>3 = Both 1 & 2</small>	1	Hago actividades para aumentar la fuerza muscular, como levantamiento de pesas, una o más veces por semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
	2	Hago actividades para mejorar la flexibilidad , como ejercicios de elasticidad, una o más veces por semana.	Sí <input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>

Número de identificación : _____

Fecha : _____

Instrucciones para Identificar su Categoría RAPA 1: Aeróbicos

Para obtener su calificación y sintetizar por categoría su nivel de actividad física, elija a continuación las respuestas que sean afirmativas en su caso particular. Si el número seleccionado es menor a 6, esto significa que su nivel de actividad física está por debajo de lo recomendable. Del número 6 hacia arriba se encuentra dentro de lo recomendable.

Se considera sedentario si:

1. Nunca o casi nunca hago actividades físicas.

Se considera poco activo si:

2. Hago algunas actividades físicas ligeras y/o moderadas, pero no cada semana.

Se considera poco activo regular ligero si:

3. Hago algunas actividades físicas **ligeras** cada semana.

Se considera poco activo regular si:

4. Hago actividades físicas **moderadas** cada semana, pero menos de cinco días a la semana, o menos de 30 minutos diarios en esos días.

5. Hago actividades físicas **vigorosas** cada semana, pero menos de tres días por semana, o menos de 20 minutos diarios en esos días.

Se considera activo si:

6. Hago 30 minutos o más de actividades físicas **moderadas** por día, 5 o más días por semana.

7. Hago 20 minutos o más de actividades físicas **vigorosas** por día, 3 o más días por semana.

RAPA 2: Fuerza y Flexibilidad

Para medir su fuerza y flexibilidad seleccione una de las siguientes opciones la que se acerque más a su caso en particular:

Hago actividades para aumentar la **fuerza muscular**, como levantamiento de pesas, una o más veces por semana. (1)

Hago actividades para mejorar la **flexibilidad**, como ejercicios de elasticidad, una o más veces por semana. (2)

Ambas afirmaciones. (3)

Ninguna (0)

ANEXO 3. FICHA DE REGISTRO DE DATOS

Datos Generales

Nombres:	
Apellidos:	
Género	<input type="checkbox"/> Masculino <input type="checkbox"/> Femenino
Edad:	Fecha de Nacimiento:

Datos Antropométricos

Peso	Talla	IMC
------	-------	-----

Datos de la discapacidad visual

Diagnóstico Oftalmológico:			
Clasificación de discapacidad visual			
Por tipo	<input type="checkbox"/>	Congénito	<input type="checkbox"/>
			Adquirido
Por nivel:	<input type="checkbox"/>	Ceguera	<input type="checkbox"/>
			Baja Visión

Nivel Educativo

<input type="checkbox"/>	Nada	<input type="checkbox"/>	Básica	<input type="checkbox"/>	Media	<input type="checkbox"/>	Universitaria
<input type="checkbox"/>	incompleta		<input type="checkbox"/>	Completa			

Nivel de Actividad Física

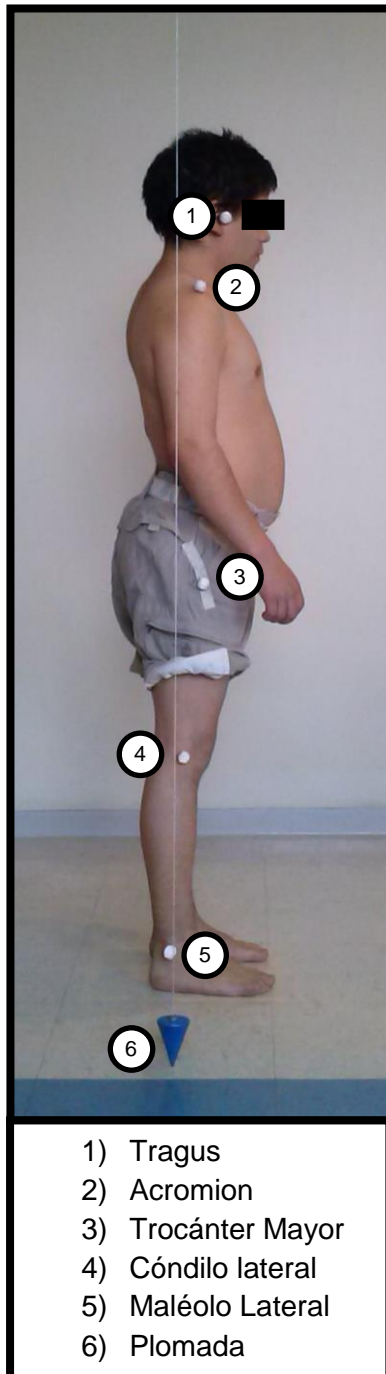
Cuestionario al paciente:				
			SI	NO
R A P	1	Nunca o casi nunca hago actividades físicas.		
	2	Hago algunas actividades físicas ligeras y/o moderadas , pero no cada semana.		
	3	Hago algunas actividades físicas ligeras cada semana.		
	4	Hago actividades físicas moderadas cada semana, pero menos de cinco		

A 1		días a la semana, o menos de 30 minutos diarios en esos días.		
	5	Hago actividades físicas vigorosas cada semana , pero menos de tres días por semana, o menos de 20 minutos diarios en esos días.		
	6	Hago 30 minutos o más de actividades físicas moderadas por día, 5 o más días por semana.		
	7	Hago 20 minutos o más de actividades físicas vigorosas por día, 3 o más días por semana.		
R A P A 2	1	Hago actividades para aumentar la fuerza muscular, como levantamiento de pesas, una o más veces por semana.		
	2	Hago actividades para mejorar la flexibilidad , como ejercicios de elasticidad, una o más veces por semana.		

Ejercicios Aeróbicos (RAPA1)				
<input type="checkbox"/>	Sedentario	<input type="checkbox"/>	Poco Activo	<input type="checkbox"/>
		<input type="checkbox"/>	Poco activo regular	<input type="checkbox"/>
			Poco activo ligero	<input type="checkbox"/>
			Poco activo regular	<input type="checkbox"/>
				<input type="checkbox"/>
				Activo
Fuerza y flexibilidad (RAPA2)				
<input type="checkbox"/>	Nada	<input type="checkbox"/>	Fuerza	<input type="checkbox"/>
		<input type="checkbox"/>	Elongaciones	<input type="checkbox"/>
				<input type="checkbox"/>
				Ambos

Preguntas sobre discapacidad visual y otras enfermedades

A)	¿Hace cuánto que presenta la discapacidad visual?
B)	¿Ha tenido que someterse a alguna operación producto de su discapacidad visual?, ¿Cuántas y cuáles?
C)	¿Tiene alguna enfermedad crónica diagnosticada, como diabetes, HTA, dislipidemia, etc.?
D)	¿Ha sufrido alguna lesión (musculoesquelética), como esquinces, fracturas, desgarros, etc.? ¿Cuáles y dónde?

ANEXO 4. IMÁGENES DE LAS EVALUACIONES POTURALES

ANEXO 5. FICHA DE REGISTRO DE EVALUACIONES POSTURALES

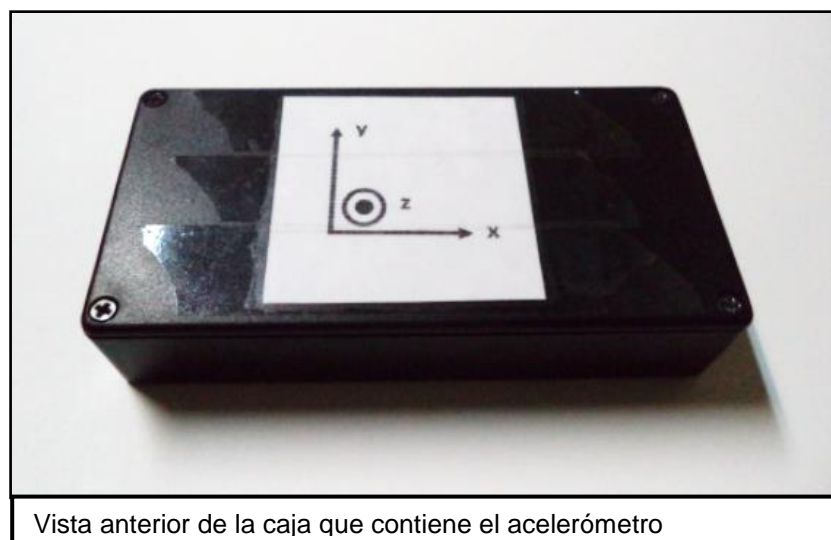
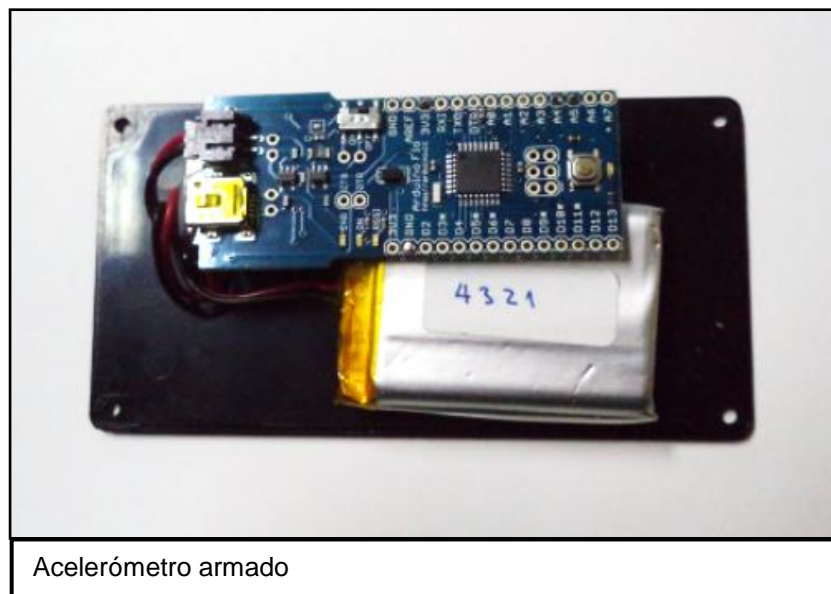
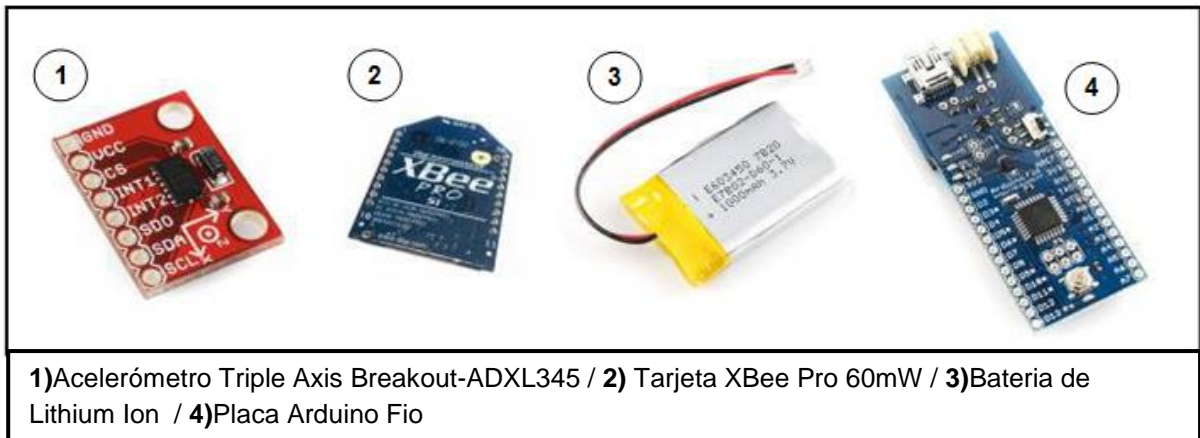
Ficha de registro de Evaluaciones posturales										
Nombre:	N° ficha:									
Cabeza	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Posición neutra	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Hacia adelante						
Columna Cervical	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Convexa hacia delante <i>(normal)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Hiperextendida	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Ligeramente Extendida	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Ligeramente convexa hacia adelante		
Escápulas	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Aplanadas contra la parte superior de la espalda <i>(normal)</i>		<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	En abducción					
Columna Dorsal	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Convexa hacia atrás <i>(normal)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Flexión aumentada <i>(cifosis)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Gran cifosis con desplazamiento posterior de la parte superior del tronco	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Curva normal ligeramente posterior	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Flexión superior aumentada y parte inferior recta
Columna lumbar	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Curva normal <i>(ligeramente convexa hacia atrás)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Hiper extendida <i>(lordosis)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Flexión Aumentada con aplanamiento lumbar	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Flexionada <i>(recta)</i>		
Pelvis	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Posición neutra <i>(EIAS mismo plano vertical que sínfisis)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Inclinada anterior <i>(Anteversión- EIAS delante de sínfisis púbica)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Inclinación posterior <i>(Retroversión – EIAS atrás de la sínfisis púbica)</i>				
Cadera	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Posición neutra <i>(ni flexionada, ni extendida)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Flexionada	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Extendida	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Hiperextendida		
Rodilla	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Posición neutra <i>(ni flexionada, ni hiperextendida)</i>	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Levemente Hiperextendida	<input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> I	Hiperextendida				

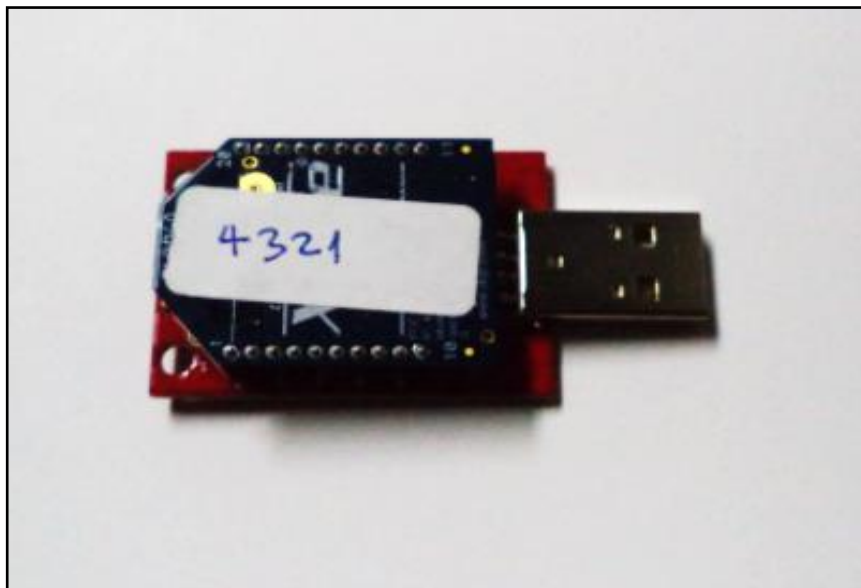
Tobillo	D	Posición neutra (<i>pierna vertical y ángulo recto con la planta del pie</i>)	D	Ligera flexión plantar
	I		I	

ANEXO 6. FICHA DE ANÁLISIS DE PATRONES POSTURALES

Ficha de análisis de patrones posturales						
Segmento	A) Postura ideal	B) Postura cifolordótica	C) Postura de espalda arqueada	D) Postura "tipo militar"	E) Postura de espalda aplanada	Código
Cabeza	Posición neutra	Hacia delante	Hacia delante	Posición neutra	Hacia delante	
Columna cervical	Convexa hacia adelante (normal)	Hiperextendida	Ligeramente extendida	Curva normal, ligeramente anterior	Ligeramente extendida	
Escápulas	Aplanadas contra la parte superior de la espalda (normal)	Abducción	-----	-----	-----	
Columna dorsal	Convexa hacia atrás (normal)	Flexión aumentada (cifosis)	Gran cifosis con desplazamiento posterior de la parte superior de tronco.	Curva normal, ligeramente posterior	Flexión superior aumentada, y parte inferior recta	
Columna lumbar	Ligeramente convexa hacia atrás (curva normal)	Hiperextendida (lordosis)	Flexión aumentada con aplanamiento lumbar	Hiperextendida (lordosis)	Columna lumbar flexionada (recta)	
Pelvis	Posición neutra	Inclinación anterior (anteversión)	Inclinación posterior (retroversión)	Inclinación anterior (anteversión)	Inclinación posterior (retroversión)	
Cadera	Posición neutra	Flexionada	Hiperextendida	-----	Extendida	
Rodilla	Posición neutra	Ligeramente hiperextendida	Hiperextendida	Ligeramente hiperextendida	Ligeramente hiperextendida	
Tobillo	Posición neutra	Ligera flexión plantar	Posición neutra	Ligera flexión plantar	Ligera flexión plantar	
Patrones encontrados: A) Postura ideal: B) Postura cifolordótica: C) Postura de espalda arqueada: D) Postura "tipo militar": E) Postura de espalda aplanada:				Patrón predominante:		

ANEXO 7. IMÁGENES DEL ACELERÓMETRO





Vista anterior de la tarjeta Wireless Xbee pro 60 mW con conexión

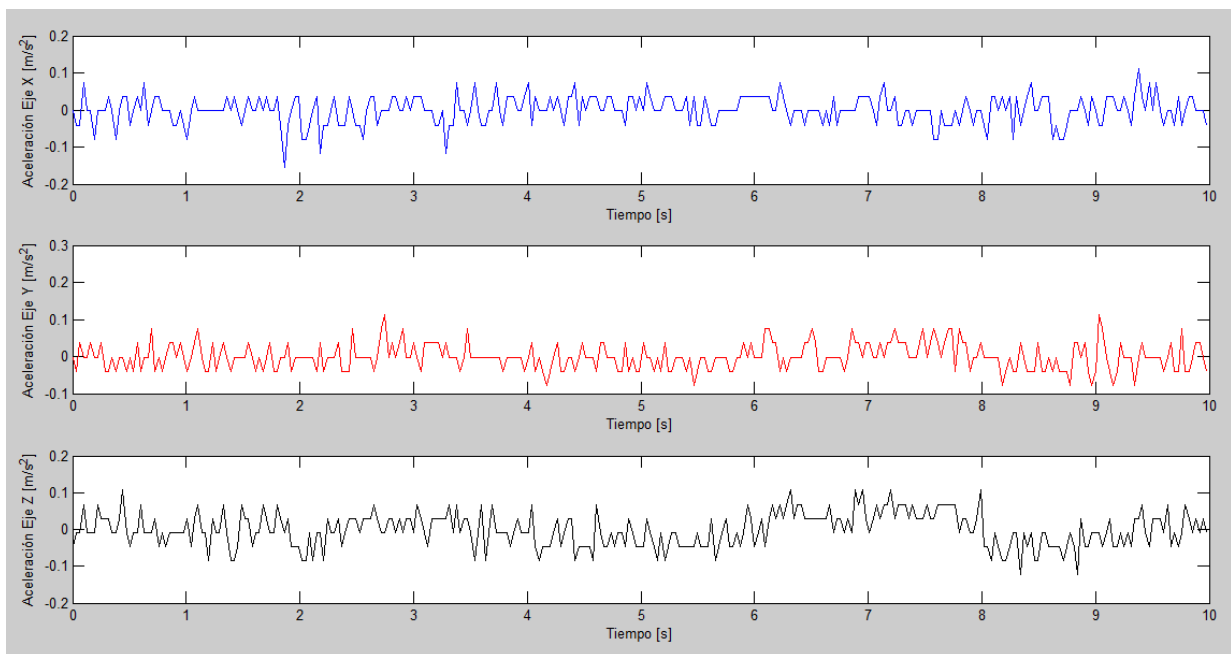


Vista posterior de la tarjeta Wireless Xbee pro 60 mW con conexión

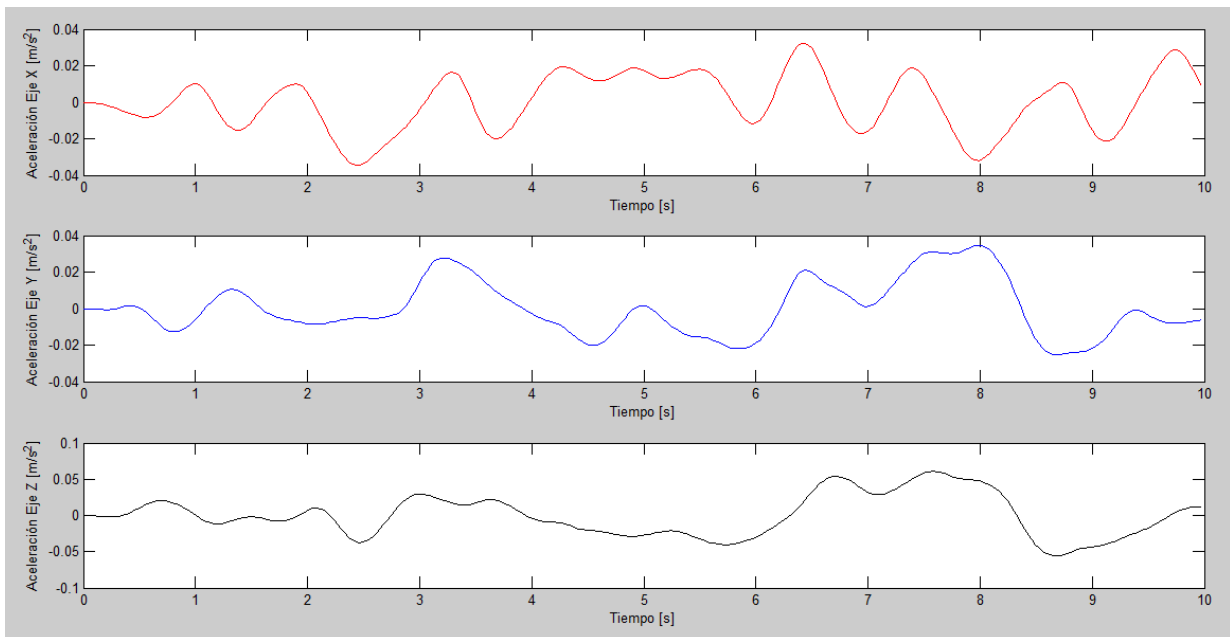


Acelerómetro dentro del estuche posicionado a nivel de L5 para la toma de datos

ANEXO 8. GRÁFICO DE LA SEÑAL CENTRADA EN CERO, DURANTE LOS 10 SEGUNDOS CENTRALES EN FUNCIÓN DEL TIEMPO



ANEXO 9. GRÁFICO DE LA SEÑAL FILTRADA DURANTE LOS 10 SEGUNDOS CENTRALES EN FUNCIÓN DEL TIEMPO



ANEXO 10. GRÁFICOS DE LA SEÑAL EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA