



EL USO DE SISTEMAS DE BIOFEEDBACK PARA LA MEJORA DEL EQUILIBRIO EN LA MARCHA ATÁXICA

Trabajo de fin de máster

Máster en Neurorehabilitación. Curso 2020-2021

Patricia Alonso León

Tutores: Raquel Lezcano y Josep Medina

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	2
1. El Control Postural.....	2
1.1. Control motor de la postura y el equilibrio.....	3
1.2. Mecanismos sensoriales que controlan la postura	4
1.3. Adaptaciones sensoriomotoras.....	5
2. El cerebelo	5
2.1. Anatomía y Fisiología del cerebelo	6
2.2. Función anticipatoria del cerebelo	9
3. Trastornos del cerebelo:.....	10
3.1. Etiología y prevalencia	10
3.2. Mecanismos fisiopatológicos	10
3.3. Marcha atáxica	11
4. Rehabilitación de la marcha atáxica	12
4.1. Tratamiento convencional de Fisioterapia.....	13
4.2. Realidad Virtual y videojuegos	14
4.3. Actividad Física Adaptada	14
4.4. Estimulación cerebral no invasiva	14
4.5. Sistemas de biofeedback.....	15
4.5.1 Feedback visual.....	16
4.5.2 Feedback auditivo.....	16
4.5.3 Feedback vibro- táctil.....	17
4.5.4 “Wearable sensors”	18
PROPIUESTA DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN	19
1. RESUMEN.....	19
2. OBJETIVOS.....	19
3. HIPÓTESIS.....	19
4. METODOLOGÍA	20
5. RESULTADOS ESPERADOS.....	24
6. CONCLUSIONES	24
BIBLIOGRAFIA	26
ANEXOS.....	29

INTRODUCCIÓN

1. El Control Postural

La posición bípeda se caracteriza por ser una posición inestable. Este hecho es debido, por un lado, a la posición del centro de masas, localizado a una amplia distancia de la base de apoyo. Por otro lado, al pequeño tamaño de la base de apoyo, lo que crea un estado de desequilibrio permanente. Esto genera unas oscilaciones del centro de masas de 1-2cm que acompañan al mantenimiento de la postura estática en todo momento.(1)

El equilibrio o estabilidad postural se entiende como la capacidad de mantener nuestro centro de masas dentro de la base de apoyo. El centro de masas se proyecta de forma vertical (centro de gravedad), situado habitualmente por delante de S2, y debe proyectarse dentro de la base de apoyo o sustentación. (2)

Estas oscilaciones posturales están reguladas por un procesamiento sensoriomotor, por el cual el Sistema Nervioso Central genera las respuestas motoras acordes a la información sensorial que recogen los receptores sensoriales. La finalidad de este proceso es detectar los desplazamientos del centro de masas y generar las respuestas motoras necesarias para el mantenimiento de la postura y el equilibrio.(1)

Anteriormente se le dotaba de gran importancia a la acción refleja de los mecanismos posturales, pero se ha demostrado que el control postural presenta unos procesos más complejos, y que por tanto no se limita a una actividad refleja. Dichos mecanismos son los ajustes anticipatorios, la modulación de los reflejos dependiente del contexto, el esquema corporal y la integración de la postura y los movimientos.(1)

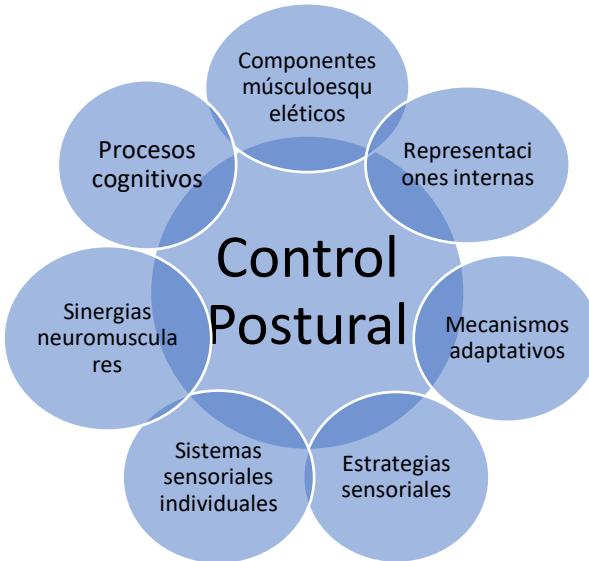
La información de la posición del cuerpo depende de la integración de la información que recogen múltiples modalidades sensoriales, incluyendo el sistema visual, somatosensorial y vestibular. Durante dicha integración, el sistema nervioso es capaz de adaptarse y procesar con más énfasis un determinado input sensorial, acorde a las condiciones ambientales o en caso de alteración sensitiva.(3) Aun así, es importante destacar que las modalidades sensoriales no se procesan de forma independiente sino conjunta, y que el Sistema Nervioso Central elige en qué información debe focalizarse según las exigencias ambientales.(3)

Así, tanto el control de la postura como del movimiento dependen de una compleja interacción entre los mecanismos fisiológicos, el procesamiento sensorial según el esquema corporal, las expectativas, los factores cognitivos y la experiencia previa del individuo.(1)

De esta manera, el control postural se produce gracias a la interacción entre diferentes sistemas sensoriomotores que se activan de forma conjunta para controlar la posición del cuerpo en el espacio, cuya organización depende de la actividad funcional y el entorno en el que se realiza. (4)

A modo de conclusión, se puede definir al control postural como una habilidad sensoriomotora, no como un sistema individual. (1)

Por tanto, los componentes que participan en el control de la postura son: los componentes músculo esqueléticos, las sinergias neuromusculares, los sistemas y estrategias sensoriales, los



mecanismos adaptativos, las representaciones internas y los procesos de nivel cognitivo superior, que incluye aspectos como la atención, la motivación y la intención.(4)

1.1. Control motor de la postura y el equilibrio

El tono postural se origina desde varios centros supra espinales que son capaces de activar la musculatura de forma mantenida y por largos periodos de tiempo.(1)

Los centros motores responsables de la postura y el equilibrio se encuentran en el tronco del encéfalo. Éstos pueden actuar de forma autónoma según las aferencias sensoriales que reciben, actuando como centros reflejos de arcos supra segmentarios implicando a la médula espinal, o bien bajo el control de centros superiores como es la corteza motora, constituyendo la vía motora indirecta, donde interviene el control voluntario consciente. Estos centros motores tronco-encefálicos están formados por: (2)

Los núcleos vestibulares, que ejercen la función de mantenimiento del equilibrio y la postura, así como el control del tono muscular. El tono muscular influye directamente en la orientación postural, así como en el control de la marcha. Recibe las aferencias del VIII par craneal (nervio vestibuloclear), sobre la posición y aceleración de la cabeza. Envía eferencias al cerebelo, a la vía vestibular y a la médula espinal para activar la musculatura antigravitatoria encargada de mantener la postura. Controla la musculatura cervical regulando su posición en respuesta a estímulos laberínticos y del tronco del encéfalo (respuesta vegetativa de náuseas y vómitos).

La formación reticular, encargada de regular el tono muscular, motilidad automática de locomoción y postura. Proyecta sus eferencias al control de la musculatura axial del tronco, cuello y extremidades, con estimulación de la musculatura antigravitatoria.

Los grupos monoaminérgicos del tronco del encéfalo, actuando como excitadores o inhibidores de la actividad de las motoneuronas o de los efectos que las vías motoras tienen en ellas.

El núcleo rojo, que interviene en la regulación motora. Conexiones aferentes y eferentes con el cerebelo. Contribuye a la musculatura distal de la extremidad superior. Recibe aferencias de la corteza cerebral y proyecta eferencias a la médula espinal.

Finalmente, el colículo superior participa en la orientación de la cabeza y la mirada hacia los objetos. Recibe aferencias de los centros oculomotores corticales, la retina, la médula y núcleos del tronco del encéfalo. Proyecta conexiones a los núcleos motores del tronco del encéfalo para controlar los movimientos oculares y a la médula espinal. Control de la musculatura axial cervical y moviliza la cabeza hacia el estímulo.

1.2. Mecanismos sensoriales que controlan la postura

El Sistema Nervioso Central requiere de información sensorial que le indique en qué posición se encuentra respecto a él mismo y respecto al entorno, para así ser capaz de generar unas respuestas motoras que permitan crear una postura adecuada, tanto si se encuentra en estático como en dinámico. (2)

La información aferente sensorial proviene del sistema visual, somatosensorial (de los receptores cutáneos, propioceptivos y articulares) y vestibular. Así, cada sistema aporta información desde un punto de referencia distinto para el control global de la postura. (4)

Las aferencias visuales proporcionan una referencia de verticalidad, además de aportar información de la posición de la cabeza, al recibir información de la posición de los objetos cuando ésta se desplaza. Aporta información visual foveal y periférica (el campo visual influye en el control postural). (4) La visión actúa al inicio de la tarea y durante la realización de ésta, dónde interviene también la percepción automática del movimiento y no solo la visión consciente. La visión ejerce un papel esencial en los casos de alteración de otros sistemas sensoriales. (2)

Las aferencias somatosensoriales informan al SNC de la posición y movimiento del cuerpo con respecto a las superficies de apoyo y de la posición de los segmentos corporales entre sí. La cantidad de información percibida dependerá del tipo de superficie de apoyo (estable o inestable, inclinación etc). (4)

Finalmente, las aferencias vestibulares proceden de dos tipos de receptores. Por un lado, los otolitos, situados en el oído interno, sensibles a la posición de la cabeza y a su aceleración lineal. Éstos recogen información de la posición de la cabeza en relación con la gravedad. (2) Por otro lado, los canales semicirculares, que se activan con las rotaciones de la cabeza y son sensibles a la aceleración angular y a los movimientos muy rápidos que ocurren durante la marcha o el desequilibrio. (4). La información recogida de ambos receptores se proyecta a los núcleos vestibulares del tronco del encéfalo y al cerebelo, donde converge con la información visual.

Los núcleos vestibulares generan el reflejo vestíbulo-ocular durante la rotación de la cabeza para así estabilizar el entorno visual, además de el reflejo vestíbulo-cervical durante el desplazamiento lineal, para regular el tono muscular y los movimientos de cabeza y extremidades durante el desequilibrio. (2)

Integración y estrategias sensoriales durante la desestabilización en la bipedestación

Las demandas posturales durante la bipedestación estática son diferentes que durante la marcha o la bipedestación inestable, por tanto las estrategias sensoriales que se llevan a cabo también varían. (2)

Respecto a las estrategias sensoriales durante una desestabilización, se ha visto que en los adultos las respuestas somatosensoriales son más rápidas que las visuales, en cambio en los niños la visión desempeña un papel más importante ante un desequilibrio. (2)

Los estímulos visuales y vestibulares toman más importancia ante determinadas desestabilizaciones transitorias. De tal modo, los tres sistemas son esenciales para recuperar la estabilidad tras un desequilibrio inesperado durante la bipedestación. Aun así, la velocidad de procesamiento de cada sistema sensorial no es igual, de forma que, ante un desequilibrio en sentido horizontal, el sistema somatosensorial es el más rápido en actuar, seguido de las respuestas posturales del sistema visual y vestibular de forma más tardía. (2)

Las estrategias sensoriales se ven alteradas ante una lesión neurológica, y se ha visto que existe una predominancia de aferencias visuales en las primeras fases de rehabilitación. A medida que los pacientes van recuperando el control postural, son más capaces de emplear las aferencias somatosensoriales para el mantenimiento del equilibrio.(4)

1.3. Adaptaciones sensoriomotoras

Como se ha mencionado anteriormente, el control postural depende de la correcta integración sensoriomotora, es decir, de la coordinación del sistema sensorial con los aspectos motores. Así, existe una diferencia de la estrategia sensorial empleada en función de la estrategia motora que se aplica para recuperar la estabilidad. Por ejemplo, una estrategia de tobillo efectiva depende de la correcta percepción del sistema somatosensorial, mientras que la estrategia de cadera depende de los estímulos vestibulares. De forma que, dependiendo de cómo nos movemos, existe una adaptación sensoriomotora para garantizar el mantenimiento del equilibrio. Esta capacidad de adaptación depende de la experiencia y del aprendizaje. (4)

2. El cerebelo

Filogenéticamente, en los peces el cerebelo estaba únicamente conectado con el laberinto vestibular. Posteriormente, la posición cuadrúpeda hizo aumentar las conexiones con la médula espinal y esto generó un desarrollo de los lóbulos anteriores del cerebelo. Finalmente, el desarrollo de la bipedestación ofreció la posibilidad de adquirir nuevas habilidades físicas, que trajeron múltiples conexiones entre los lóbulos posteriores y la corteza cerebral. (5)

El cerebelo tiene un papel fundamental en el control motor, se considera el gran regulador de la respuesta motora.(4) Es el encargado de detectar la diferencia o el “error motor” entre el movimiento deseado y el ejecutado, según las aferencias sensoriales recibidas de diferentes zonas del SNC.(6) Así, el cerebelo realiza ajustes de las acciones motoras ejecutadas comparando el movimiento que se desea realizar con el movimiento real, para actualizar los patrones del movimiento en caso de que se desvíe de la trayectoria deseada.(4)

Además de realizar correcciones durante el movimiento, el cerebelo almacena estas correcciones en forma de aprendizaje motor. (6)

Se considera al cerebelo como una de las tres áreas del cerebro que se encargan de la coordinación del movimiento, junto con la corteza motora y los ganglios basales. Si bien su función es importante a la hora de coordinar o ajustar movimientos, no tiene implicación en la

propia función motora o sensitiva. De forma que, si el cerebelo presenta una lesión, no se producirá parálisis o pérdida de función sensitiva, sino dificultades en la capacidad para efectuar movimientos, de los más gruesos a los más finos.(4)

2.1. Anatomía y Fisiología del cerebelo

Respecto a la anatomía del cerebelo, podemos diferenciar tres partes principales según los orígenes de sus aferencias. En los seres humanos, la mayor parte del cerebelo la ocupa el cerebrocerebelo, en las zonas laterales. Esta área recibe aferencias de varias áreas de la corteza cerebral de forma indirecta, y se encarga de la planificación y la ejecución de las secuencias espaciales y temporales de movimientos muy especializados, como el habla. Medial al cerebrocerebelo se encuentra el espinocerebelo, situado en la zona intermedia entre los hemisferios cerebelosos. Es la zona que recibe aferencias directamente de la médula espinal. La porción lateral del espinocerebelo participa en los movimientos distales, y la parte medial (vermis) se vincula con la musculatura proximal y regula ciertos movimientos oculares. Finalmente, en los lóbulos caudales inferiores del cerebelo se encuentra el vestibulocerebelo, la parte filogenéticamente más antigua del cerebelo. Esta área incluye el flóculo y el nódulo. Recibe aferencias de los núcleos vestibulares y está vinculado al reflejo vestíbulo-ocular y a los movimientos que regulan la postura y el equilibrio.(6)

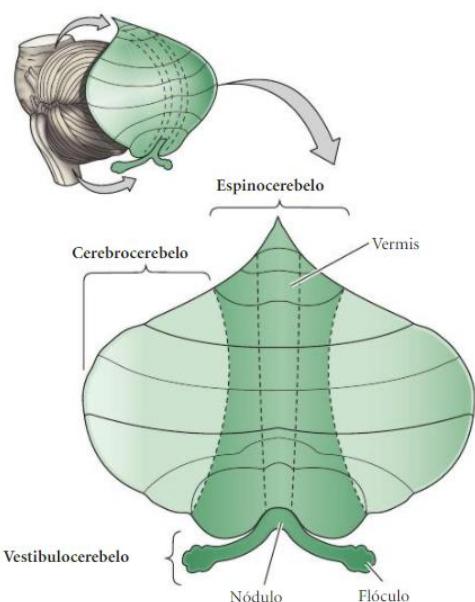


Fig. 2. Subdivisiones del cerebelo. Purves, Neurociencia 2012

Vascularización del cerebelo

El cerebelo recibe el aporte sanguíneo principalmente de tres arterias que emergen de la arteria vertebralbasilar: la arteria cerebelosa posteroinferior, que vasculariza el vermis y la parte inferior del cerebelo, además de partes de los núcleos vestibulares y el pedúnculo cerebeloso inferior. La arteria cerebelosa anteroinferior, que vasculariza el flóculo y partes adyacentes de la superficie inferior del cerebelo, como también la parte lateral de la protuberancia (incluyendo núcleos vestibulares y el pedúnculo cerebeloso medio). Finalmente, la arteria cerebelosa superior, siendo la más larga de las arterias que vascularizan el cerebelo, aporta riego sanguíneo a la parte superior de la protuberancia, donde se incluye al pedúnculo cerebeloso superior, y la parte superior del cerebelo. (7)

Conexiones aferentes y eferentes cerebelosas

Las conexiones que se producen con otras zonas del SNC con el cerebelo se realizan por medio de los pedúnculos cerebelosos. El pedúnculo cerebeloso superior, donde se proyectan

conexiones eferentes hacia los núcleos motores del tálamo, desde donde proyectan sus axones a la corteza motora y premotora. En segundo lugar, el pedúnculo cerebeloso medio, donde llegan aferencias hacia el cerebelo desde los núcleos pontinos en la base de la protuberancia. Por último, el pedúnculo cerebeloso inferior, con numerosas vías aferentes (incluye axones desde núcleos vestibulares, médula espinal y tronco encefálico) y eferentes (proyectan hacia los núcleos vestibulares y la formación reticular). (6)

Proyecciones aferentes

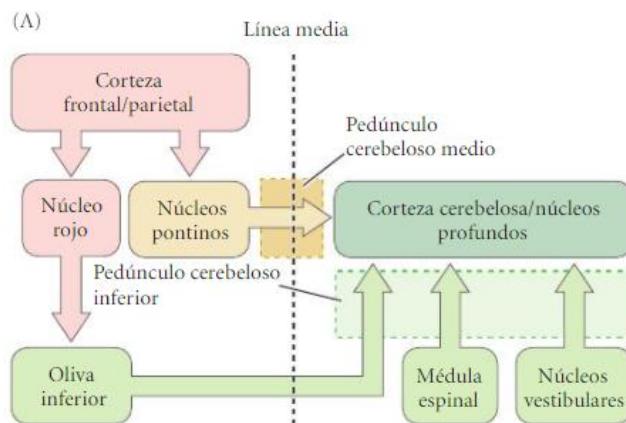


Fig. 3. Organización funcional de las aferencias al cerebelo. Purves, Neurociencia 2012

La corteza cerebral es el principal origen de las aferencias al cerebelo, donde se proyectan al área del cerebrocerebelo. Sin embargo, estas proyecciones no son directas, sino que pasan por los núcleos pontinos, situados en la base de la protuberancia. Las fibras pontinas transversas (llamados así a los axones de los núcleos pontinos) atraviesan la línea media y entran al cerebelo a través del pedúnculo cerebeloso medio (Fig.3), y por tanto al hemisferio cerebeloso opuesto. Esta vía se considera una de las más grandes del encéfalo por la gran cantidad de axones que proyecta.

Por otro lado, las vías sensitivas proyectan: al vestibulocerebelo, desde los núcleos vestibulares y el VIII par craneal (nervio vestibuloclear), y al espinocerebelo, desde el núcleo dorsal de Clarke (neuronas de relevo de la médula espinal) y desde el núcleo cuneiforme externo (neuronas de relevo del bulbo raquídeo). Estas aferencias vestibulares y medulares proporcionan información proveniente del laberinto del oído, husos musculares y otros mecanoreceptores que informan de la posición y movimiento del cuerpo. La información visual y auditiva se transmite al cerebelo a través del tronco del encéfalo.

En el espinocerebelo están representadas las aferencias somatosensitivas en un mapa somatotópico de la superficie corporal. Dicha representación indica que existe una representación homolateral con relación al cuerpo, al contrario de lo que ocurre en el encéfalo. Es decir, el hemisferio cerebeloso derecho se vincula con el hemicuerpo derecho y el hemisferio cerebeloso izquierdo con el hemicuerpo izquierdo. (6)

Por último, existen aferencias desde el núcleo olivar inferior, situado en el tronco encefálico, que participan en las funciones cognitivas del cerebelo, como son el aprendizaje y la memoria.

Proyecciones eferentes

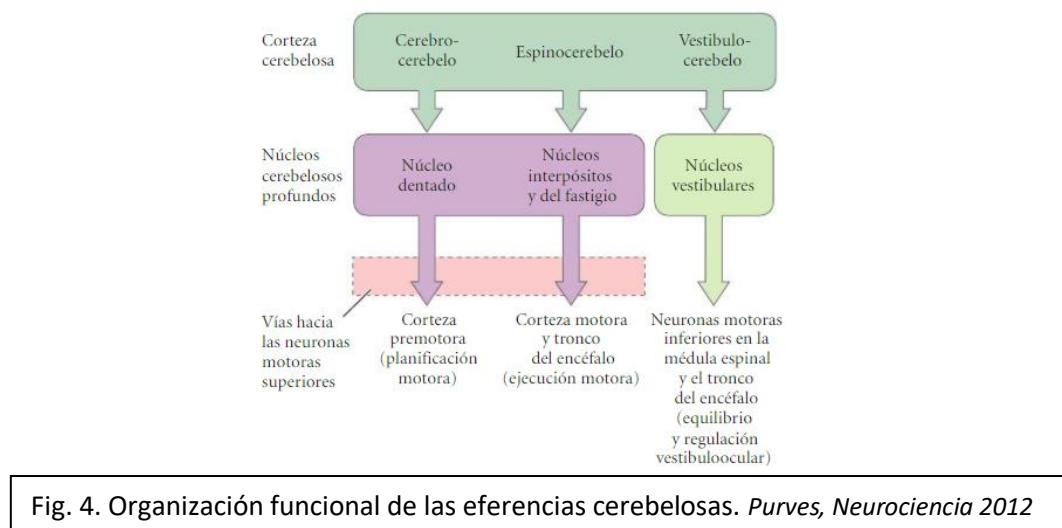


Fig. 4. Organización funcional de las eferencias cerebelosas. Purves, Neurociencia 2012

Las neuronas de la corteza cerebelosa proyectan principalmente a los núcleos cerebelosos profundos y a los núcleos vestibulares. En cada hemisferio cerebeloso se encuentran 4 núcleos cerebelosos profundos: un n úcleo dentado, dos núcleos interpósitos y un n úcleo del fastigio. Generalmente se pueden organizar en 3 vías distintas:

En primer lugar, el área del cerebrocerebelo proyecta al n úcleo dentado, que a su vez proyecta al n úcleo ventral del tálamo contralateral como relevo hacia la corteza premotora como destino final. Participa en la planificación de los movimientos voluntarios. Esta vía envía axones hacia el n úcleo rojo en el mesencéfalo, desde donde proyecta los axones a la oliva inferior (como retroalimentación a un origen de aferencias cerebelosas para garantizar las funciones adaptativas de los circuitos cerebelosos internos).

En segundo lugar, el espinocerebelo envía sus axones, por un lado, a los núcleos interpósitos, que proyectan a circuitos del tálamo para finalmente alcanzar la corteza motora y premotora para el control de movimientos voluntarios, y por otro lado al n úcleo del fastigio, que proyecta a la formación reticular y a los núcleos vestibulares, participando en el control de la musculatura axial y proximal de las extremidades.

Por último, los núcleos vestibulares reciben aferencias del vestíbulo-cerebelo. Estas proyecciones son responsables del mantenimiento de la postura y el equilibrio, del movimiento de los ojos, cabeza y cuello, así como en el reflejo vestíbuloocular. (6)

Circuitos internos del cerebelo

Todas las vías eferentes anteriormente detalladas proyectan como destino final a unas determinadas células llamadas células de Purkinje. No obstante, las vías aferentes hacia las células de Purkinje son indirectas, se proyectan a través de los n úcleos pontinos y otros n úcleos originarios de las aferencias de la medula espinal y el tronco del encéfalo. Los axones de estos n úcleos son denominados fibras musgosas, que hacen sinapsis con las células granulosas (situadas en la capa granulosa). Éstas, proyectan axones llamados fibras paralelas, que ascienden a la capa molecular de la corteza cerebelosa. Estas fibras paralelas se bifurcan en forma de T y crean sinapsis excitadoras con las dendritas de las células de Purkinje.

Las células de Purkinje presentan un gran complejo de dendritas que se extienden en la capa molecular del cerebelo, donde se ramifican de forma extensa, de tal forma que cada célula de Purkinje recibe aferencias de una gran cantidad de fibras paralelas, y cada fibra paralela puede sinaptar con varias células de Purkinje. Además, existe también una sinapsis inhibidora a través de las fibras trepadoras, que modulan la eficacia de la conexión entre las células de Purkinje y las fibras paralelas.

Las células de Purkinje son GABAérgicas, por lo tanto, origina una actividad inhibitoria a los núcleos cerebelosos profundos, que sirven como moduladores de las señales excitatorias recibidas por las fibras colaterales musgosas y trepadoras. (6)

Este fenómeno excitatorio-inhibitorio es el módulo funcional fundamental del cerebelo. Está constituido por un “asa excitadora profunda” en los núcleos cerebelosos y un “asa inhibidora cortical” que modula la eferencia a dichos núcleos. De tal modo que la proyección de las células de Purkinje a los núcleos cerebelosos profundos permite corregir errores y modificar los movimientos que se ejecutan, además de permitir el aprendizaje motor modulando el procesamiento cerebeloso por parte de las fibras trepadoras, que modifican la eficacia de las conexiones entre las fibras paralelas y las células de Purkinje. (6)

2.2. Función anticipatoria del cerebelo

El SNC presenta unas estrategias de activación muscular para minimizar la desestabilización que producen los actos motores, donde el protagonista es el cerebelo. El cerebelo es capaz de anticipar el desplazamiento que se va producir como respuesta a la acción motora y asegura la activación la musculatura postural tras recibir las instrucciones del área premotora.(5)

Los patrones de activación muscular que se producen por la vía vestibuloespinal pueden dividirse en dos partes, según el momento de actuación. En primer lugar, la fase preparatoria, donde los músculos posturales se activan más de 50ms antes que los músculos que ejecutan el movimiento, para compensar los efectos de desestabilización del movimiento.(4) Seguidamente hay una fase compensatoria, donde los músculos posturales se activan otra vez como feedback o retroalimentación para estabilizar de forma global, tras activarse la musculatura principal que ejecuta el movimiento. Esta secuencia de activación muscular es específica para cada tarea.(2)

Mediante estudios científicos se descubrió que las sinergias musculares que se activan de forma anticipatoria coinciden con las utilizadas en el control postural mediante mecanismos de retroalimentación (en la fase compensatoria). (2)

Además, se encontró una relación entre la expectativa y la experiencia previa con las características de las reacciones posturales. Ante una expectativa de mayor desestabilización, mayor es la magnitud de los ajustes posturales. Sin embargo, a más práctica ante situaciones de inestabilidad, menor es la magnitud de las respuestas posturales y las reacciones de los músculos antagonistas disminuyen. (4)

3. Trastornos del cerebelo:

3.1. Etiología y prevalencia

La afectación cerebelosa se puede dar por causas hereditarias o no hereditarias. Dentro de las causas hereditarias, la ataxia de Friedreich presenta una prevalencia de 2-5 por 1.00.000 de habitantes. En segundo lugar de mayor prevalencia se encuentra la ataxia espinocerebelosa, entre 0.9-3.0 por millón de habitantes. El tipo de ataxia espinocerebelosa más común es SCA6, la cual afecta principalmente al cerebelo. Respecto a los trastornos cerebelosos producidos por una causa no hereditaria, las causas más frecuentes es la esclerosis múltiple, donde los signos y síntomas cerebelosos aparecen entre el 10-50% de los casos dependiendo de la edad de aparición.(7)

3.2. Mecanismos fisiopatológicos

Entre los principales déficits asociados al trastorno cerebeloso se encuentran: hipotonía muscular, ataxia y temblor de acción o intencional, asociado al movimiento. Debido a su representación corporal homolateral, los trastornos producidos suelen ser ipsilaterales a la lesión.(4) Sin embargo, recientemente se ha descubierto que la estimulación en el núcleo interpósito en primates puede generar movimientos bilaterales de las extremidades, de modo que una lesión unilateral puede afectar ambos miembros. Estos síntomas bilaterales pueden ser causados por la proyección bilateral hacia la formación reticular, y pueden influir en la coordinación bimanual.(7)

Los mecanismos fisiopatológicos implicados varían según la zona del cerebelo afectada:

Afectación del espinocerebelo

Las conexiones que se establecen en el espinocerebelo participan en la regulación del tono postural, ajustes posturales automáticos y regulación de la actividad muscular agonista-antagonista. De forma que su lesión provocará una hipotonía central, temblor del tronco con aumento de oscilación postural, reacciones de equilibrio hipermetrías y pobre control postural anticipatorio. Clínicamente se observa una falta de estabilidad y un equilibrio funcional alterado. Además, también puede originar déficits en la coordinación entre las extremidades. (8)

Si se produce una lesión a nivel de la vermis media y el núcleo del fastigio, además de verse afectado el tronco y las extremidades superiores, se producirá una marcha atáxica y disartria. (8).

La ataxia cerebelosa se presenta con dificultades en la sincronización de los pasos, y puede ser debida a la lesión en la región locomotora cerebelosa (CLR: cerebellar locomotor region), que junto con la región locomotora mesencefálica estimula el generador central de patrones en la médula espinal (CPG). Un ejemplo de lesión del lóbulo anterior es la degeneración cerebelosa por alcoholismo. (7)

Afectación del vestibulocerebelo

La lesión del vermis cerebeloso causa una alteración en los ajustes posturales anticipatorios. Esta área cerebelosa participa principalmente en el control del equilibrio y en la regulación del reflejo vestíbulo-ocular, el cual permite estabilizar la mirada durante el movimiento de cabeza. (8)

La causa más común donde el vermis se ve afectado es en el meduloblastoma en niños, un tumor localizado en el techo del cuarto ventrículo. Los pacientes no son capaces de realizar un apoyo monopodal, hay una ataxia troncal por la disfunción del tracto vestibuloespinal lateral.(5)

Afectación del cerebrocerebelo

También llamada corteza neocerebelosa, se encarga de la coordinación de los movimientos voluntarios.

La lesión se debe mayoritariamente a una causa vascular que puede afectar al cerebelo de forma directa o indirecta, por una lesión en el mesencéfalo o en el puente que cause interrupción de la vía cerebelotalámica.(5)

Respecto a los miembros inferiores, participa en los ajustes de los movimientos a nivel de precisión, tiempo de activación y control por las experiencias de movimiento previas (5). Personas con procesos tumorales en dicha zona presentan dificultades durante la marcha en terrenos irregulares a la hora de posicionar los miembros inferiores. (8)

En relación a los miembros superiores, se produce una descoordinación de los movimientos voluntarios que limita significativamente la participación en las actividades de la vida diaria, ya que hay una falta de coordinación inter e intramuscular. Se producen una serie de alteraciones, como la disdiadococinesia (movimientos alternantes alterados) y la disartria (alteración en la articulación en el habla).(5)

Recientemente se han descubierto conexiones entre el hemisferio cerebeloso lateral y la corteza prefrontal, lo que indica que una lesión a este nivel puede afectar a las funciones ejecutivas, como puede ser la memoria de trabajo. (7)

3.3. Marcha atáxica

Como se ha comentado anteriormente, el cerebelo presenta un papel fundamental en el control postural anticipatorio y en los patrones de activación muscular, estableciendo un tiempo y una intensidad de activación muscular adecuada. Durante la marcha, el cerebelo debe procesar la información aferente desde la corteza cerebral junto con la información sensorial desde la médula espinal en relación al movimiento efectuado, de forma constante. Cuando el cerebelo no es capaz de realizar dicho procesamiento, se produce una marcha atáxica como patrón de marcha compensatorio. (8)

La marcha atáxica presenta varios componentes. En primer lugar, existe una falta de coordinación inter e intramuscular, así como dificultad en la secuencia de activación muscular. (8). Se observa un tiempo prolongado de la fase de doble apoyo, pérdida de coordinación entre ambos miembros inferiores y gran variabilidad en la longitud de la zancada y en la cinemática articular a nivel individual.(7) Además se caracteriza por una marcha lenta, con pasos irregulares y una estabilidad postural reducida. Todo ello resulta en un aumento del riesgo de caídas. (8)

Sin embargo, las causas de las caídas frecuentemente son multifactoriales y todavía queda por definir si dichas causas se deben a los factores intrínsecos y extrínsecos de los trastornos cerebelosos.

Aunque los déficits de equilibrio primarios tengan un impacto a la hora de caminar, la dismetría o disinergia muscular que afecta a las extremidades inferiores también produce una alteración en el equilibrio dinámico durante la marcha. Así, en la fase de apoyo, el centro de masas puede no proyectarse en el pie apoyado, y esto genera un estado de desequilibrio. De la misma forma que la dismetría puede llevar a una colocación incorrecta del pie, lo que puede resultar en falta de equilibrio dinámico durante la marcha.(7)

Para compensar dicho desequilibrio, aparecen estrategias compensadoras para poder mantener una estabilidad, como puede ser una hiperextensión de rodillas o aumento de la base de sustentación.(8)

En segundo lugar, la marcha requiere de adaptaciones instantáneas para responder a la información sensorial inesperada, por ejemplo, cuando hay un cambio en el terreno. La marcha atáxica cursa con una disminución de la capacidad de adaptación motora a los cambios de superficie. Además, cuando se produce un reajuste del movimiento para adaptarse a estos cambios, este reajuste no será almacenado correctamente en el cerebro y por tanto impide la capacidad de aprender de la práctica ensayo-error, lo que tendrá un impacto en el aprendizaje motor y en la consolidación de nuevas habilidades.

El papel del cerebro en el aprendizaje motor se produce gracias a las conexiones que establecen las células de Purkinje con los núcleos profundos cerebelosos y con los núcleos vestibulares, donde se consolida dicho aprendizaje motor. Esta falta de consolidación del aprendizaje limita los resultados funcionales de las personas con ataxia.

Por último, la marcha se considera un proceso automático, donde los patrones de activación muscular se almacenan en las conexiones cerebelosas. El hecho de que la habilidad para consolidar el aprendizaje motor esté disminuida, puede afectar al proceso automático de la marcha, de forma que las personas con una mayor afectación cerebelosa tienden a depender de un control cortical, siendo más conscientes de cada paso que realizan. Esto limita de forma importante su desempeño motor durante la marcha, especialmente si deben prestar atención a otros elementos (limitaciones en las multitareas) o si su estado físico o psicológico está alterado, por ejemplo, en el caso de presentar fatiga o un estado psicológicamente inestable. (8)

4. Rehabilitación de la marcha atáxica

Actualmente no existe una cura o un tratamiento específico para la ataxia cerebelosa.(9) Durante muchos años, se creía que las alteraciones posturales y de equilibrio que presentan los individuos con alteraciones cerebelosas no tenían tratamiento. Sin embargo, en los últimos años se han realizado múltiples estudios en los cuales se demuestra que diferentes métodos de rehabilitación generan una adaptación motora, y por tanto cambios neuroplásticos del Sistema Nervioso Central (9)(10). Aun así, dicha mejora se ve limitada por la implicación del cerebro en la adaptación y el aprendizaje motor y por el progreso de las enfermedades neurodegenerativas. Los principales resultados se obtienen principalmente en un aumento de la estabilidad postural y una menor dependencia de las ayudas técnicas para la marcha(7).

Los estudios realizados hasta ahora carecen de una alta calidad metodológica, en parte causado por la heterogeneidad y variedad de mecanismos fisiopatológicos implicados en las patologías que afectan al cerebelo, así como a la variedad de síntomas que presentan los individuos con ataxia cerebelosa. (7)

Debido a que no existe un tratamiento farmacológico efectivo, hoy en día la fisioterapia se considera un pilar importante para la rehabilitación de estos pacientes.(9)

El primer paso antes de aplicar un tratamiento es realizar un correcto diagnóstico, para así conocer los mecanismos fisiopatológicos implicados y un posible pronóstico para poder aplicar el tratamiento más indicado. El objetivo principal de la rehabilitación es maximizar la calidad de vida de los individuos mejorando su funcionalidad e independencia. Para alcanzar dicho objetivo es necesaria la participación de un equipo multidisciplinar para abarcar todas las esferas y alteraciones que pueda presentar el paciente. (9)(11)

Principalmente existen dos formas de enfocar la rehabilitación, mediante estrategias compensatorias para mejorar la función o mediante estrategias restauradoras, que se basan en la adaptación o recuperación del sistema nervioso. (7)

Estrategias compensatorias

Este tipo de rehabilitación incluye productos de apoyo para mejorar la funcionalidad de las actividades de la vida diaria como pueden ser las señales visuales o verbales para mejorar la velocidad y la longitud del paso durante la marcha, el uso de ayudas técnicas para facilitar ciertas actividades, como puede ser el uso de un ordenador, uso de productos apropiados para mantener una buena sedestación o el uso de un andador apropiado que permita una marcha funcional. (9)

Otro ejemplo de estrategia compensatoria son las prendas de Lycra, que ofrecen una resistencia viscoelástica y proporciona mayor estabilidad de tronco, generando mayor estabilidad durante la marcha.(9) Un ejemplo de este producto es el *Dynamic Movement Orthoses (DMO)*, con el cual se han observado mejoras en el control de tronco durante la marcha en individuos con ataxia cerebelosa degenerativa.(12)

Estrategias restauradoras

4.1. Tratamiento convencional de Fisioterapia

Hoy en día la Fisioterapia se considera el tratamiento principal para la marcha atáxica, pero existe una falta de investigación de alta calidad metodológica de la efectividad de los tratamientos. Las intervenciones que han obtenido mejoras en la marcha incluyen el entrenamiento del equilibrio dinámico, intervenciones individualizadas centradas en el equilibrio y la mejora en las actividades de la vida diaria, concepto Bobath y el entrenamiento de la marcha adaptado.(8)

Revisiones bibliográficas incluyen estudios que implementan técnicas de habituación vestibular, facilitación neuromuscular (PNF) y ejercicios de Frenkel entre otros.(13)

Otras estrategias que han aportado beneficios en el control del equilibrio durante la marcha son el uso de un chaleco de pesos para aumentar la carga y propiocepción del tronco (7) (9),

entrenamiento de la marcha en cinta rodante con soporte del peso.(7) (9) o incluso entrenamiento de re-aprendizaje locomotor en suelo.(14)

4.2. Realidad Virtual y videojuegos

La realidad virtual inmersiva y los videojuegos son una tecnología que ha demostrado su aplicabilidad y eficacia en pacientes con alteraciones, no solo del equilibrio, sino también de otras funciones cognitivas y motoras. Permite el desarrollo de actividades que se realizan en la vida diaria como caminar y la manipulación de objetos. Mediante el uso de videojuegos se ha observado una mejora en la coordinación oculomotora y las capacidades anticipatorias que intervienen en el equilibrio. (15)(16)

Aun así, en pacientes con ataxia cerebelosa es importante recalcar el uso de forma complementaria de estas terapias con el tratamiento convencional de fisioterapia. El uso de la realidad virtual y videojuegos puede aumentar el efecto de dicho tratamiento y ayudar a mantener un cierto nivel de actividad en los pacientes.(15)

4.3. Actividad Física Adaptada

La Actividad Física Adaptada (AFA) ha sido incluida en el programa de rehabilitación de los pacientes con ataxia espinocerebelosa con el objetivo principal de mejora del estado psico-social, bienestar y calidad de vida. Además, se ha observado una mejora del rendimiento motor, la coordinación y un aumento de la motivación. La AFA consiste en realizar actividades con cierta carga aeróbica, a una intensidad moderada, como pueden ser ejercicios de fuerza y de estiramiento.(9)

El ejercicio aeróbico se ha estudiado en pacientes con ataxia cerebelosa debido a su posible efecto en la progresión de la enfermedad, ralentizando la degeneración cerebelosa y aumentando la supervivencia de las células de Purkinje. Tras cuatro semanas de entrenamiento aeróbico se observó una mejora en la escala SARA, velocidad de marcha, Timed Up and Go, en el consumo máximo de oxígeno y en la escala Dynamic Gait Index, comparado con un grupo control. También se obtuvo una mejora en los parámetros de la marcha y en el equilibrio estático, pero no fueron significativas(17)

4.4. Estimulación cerebral no invasiva

Entre las terapias no farmacológicas, la estimulación cerebral no invasiva es una herramienta terapéutica novedosa que actualmente se utiliza tanto en el ámbito clínico como en investigación para el tratamiento de pacientes con ataxia espinocerebelosa.(15)

La estimulación no invasiva (estimulación directa transcraneal y estimulación magnética transcraneal repetitiva) tiene como objetivo modular la excitabilidad del cerebelo, actuando en los tractos cerebelo-tálamo-corticales, tanto como terapia individual como complementaria a otras terapias de rehabilitación (15)(18).

Se ha descubierto que existe una reducción de la excitabilidad de la corteza motora en pacientes que presentan disfunción cerebelosa, por lo que se ha estudiado el efecto de la estimulación magnética transcraneal repetitiva en la corteza motora.(7)

La estimulación magnética transcraneal repetitiva (rTMS) también se emplea para inhibir las células de Purkinje sobre la corteza motora primaria a través de las vías del núcleo dentado-tálamo- corticales. La rTMS se puede administrar a una baja o alta frecuencia (1-25Hz). Se han demostrado los beneficios obtenidos de dicha terapia en pacientes con ataxia cerebelosa en varios estudios donde se compara el grupo experimental con un grupo control, donde se vieron mejoras en la ataxia, el equilibrio y en la marcha (7) (18). En uno de ellos se obtuvieron mejoras a nivel de la ataxia del tronco, en la prueba de marcha de 10 metros, capacidad de realizar pasos en tandem y en la capacidad de bipedestación, aunque también se reportó un efecto placebo en el grupo control.(9)

La intervención con estimulación directa transcraneal (tDCS) en las áreas motoras en pacientes con ataxia cerebelosa también generó mejoras en la puntuación en la escala SARA (Scale for the Assessment and Rating of Ataxia), en la escala ICARS (International Cooperative Ataxia Rating Scale) y en la ejecución del 9-Hole Peg Test y en los 8 minutos marcha. (18) Además, también ejerce un efecto sobre aspectos de la marcha, reduciendo la base de sustentación y mejorando la simetría de los pasos.(19)

Simona Portaro y cols. realizaron un estudio de un caso con un paciente diagnosticado con Ataxia de Friedrich, al que realizaron una intervención de neuromodulación mediante la tDCS junto con el entrenamiento de la marcha con un dispositivo robótico, el Lokomat. Obtuvieron mejoras funcionales en la escala SARA. (20)

Estas técnicas de estimulación deben ser administradas en una fase temprana de la enfermedad para que sea efectiva, ya que una vez que se produce una degeneración de las células de Purkinje e interneuronas, es difícil que la estimulación altere o impacte en la plasticidad de las vías cerebelo-cerebrales. (18)

4.5. Sistemas de biofeedback

Los sistemas de biofeedback digitales son hoy en día una técnica muy empleada en el ámbito de rehabilitación, debido a la motivación y gran adherencia terapéutica que estos sistemas generan en los pacientes. (21)

Son herramientas terapéuticas que utilizan instrumentos electrónicos o electromecánicos para medir, procesar y proporcionar feedback a los pacientes, ya sea visual, auditivo o táctil. Generalmente el feedback aporta información sobre el comportamiento neuromuscular del paciente, una medida de corrección o sobre un movimiento inadecuado. (22)

Los sistemas utilizados en rehabilitación consisten en un sensor que genera un input, analizado por un sistema de procesamiento de datos y un dispositivo de salida que proyecta el feedback. (21)

Se pueden dar múltiples combinaciones para crear un determinado diseño de sistema de biofeedback según las características del modo, contenido, frecuencia y tiempo que presentan. El hecho de combinar dichos aspectos generará efectos diferentes en los individuos. (23)

Se ha demostrado que el uso de estos sistemas mejora el aprendizaje motor y la concienciación del movimiento realizado. Además, es posible almacenar los datos para un posterior análisis e incluso permite la monitorización a nivel remoto por los terapeutas(21).

Dependiendo del funcionamiento de los sistemas que contribuyen al control postural, el feedback será utilizado como sustituto de un determinado input sensorial o como una suma en la integración sensoriomotora del Sistema Nervioso Central. (24)

4.5.1 Feedback visual

Desde el punto de vista del funcionamiento sensoriomotor de la locomoción, se ha demostrado que es el movimiento del cuerpo el que genera el input visual, y no a la inversa. Para imitar este proceso, es necesario crear un sistema de feedback cerrado, donde el input visual es controlado y regulado por el movimiento del cuerpo. Cuando no existe movimiento corporal, no existe input visual.(25)

El feedback visual consiste en proporcionar información visual artificial sobre el movimiento corporal. Por ejemplo, el feedback visual en tiempo real del centro de presiones se utiliza como herramienta terapéutica y de evaluación del control postural.(26)

Se han realizado varios estudios para analizar el efecto del feedback visual en pacientes con alteraciones de la marcha. Baram y cols. utilizaron un dispositivo de realidad aumentada que proporciona información visual y auditiva en respuesta al movimiento del individuo. Se obtuvieron mejoras en la velocidad de marcha y longitud del paso en pacientes diagnosticados de Parkinson, Esclerosis Múltiple y Parálisis Cerebral(25), así como en pacientes post- ictus(27). Sin embargo, no se han encontrado estudios donde se analice el efecto del feedback visual en pacientes con ataxia cerebelosa congénita o degenerativa.

4.5.2 Feedback auditivo

Los efectos del biofeedback auditivo en el equilibrio han sido estudiados en varios artículos, tanto en personas sanas como en personas con algún tipo de afectación del equilibrio. Fleury y cols. estudiaron los efectos de un sistema de biofeedback auditivo en personas sanas y en sujetos con alteración vestibular. Este dispositivo envía información acústica de la aceleración del tronco a los sujetos mediante un acelerómetro en 3D y un giroscopio, fijados a la zona lumbar. Se encontró una disminución de las oscilaciones posturales en ambos grupos, además, los sujetos con alteraciones vestibulares presentaron una mayor mejoría del equilibrio que los sujetos sanos. Estos resultados indican que el biofeedback auditivo puede compensar la falta de información vestibular, y por tanto su aplicabilidad en la rehabilitación del equilibrio. (28)

Otros estudios han demostrado la usabilidad y eficacia de los sistemas de biofeedback auditivo en el entrenamiento del equilibrio en pacientes con parálisis supranuclear progresiva y en pacientes con Parkinson.(29)

Un dispositivo de biofeedback similar se ha estudiado también en la mejora del equilibrio estático en pacientes con ataxia degenerativa. Se obtuvieron resultados de mejora del equilibrio del grupo experimental comparado con el grupo control. Además, se observó que cuanta más alteración del procesamiento de la información proprioceptiva y vestibular existía (mayor desequilibrio), más capacidad de integración y discriminación de la información sensorial presentaba el paciente. Esto abre una ventana terapéutica a pacientes con enfermedades

degenerativas, ya que se ha comprobado su capacidad para compensar las alteraciones de procesamiento sensitivo que presentan, y utilizar la información visual y auditiva no solo como substitutas sino como una combinación para alcanzar una mayor estabilidad postural. Además, esta capacidad de compensación sensorial se da de forma rápida, lo que ofrece posibilidades de uso en actividades de la vida diaria, durante la marcha o en entornos poco favorables que incrementen el riesgo de caídas.(30)

4.5.3 Feedback vibro- táctil

El feedback auditivo o visual puede no ser válido para personas con limitaciones visuales o auditivas, así, los sistemas vibro-táctiles de biofeedback pueden ser una alternativa más realista y adecuada para estos individuos. El feedback táctil es originado en las vías sensitivas termoalgésicas y vibratorias, cuyos receptores se encuentran en la piel. Cuando se detecta una variación de posición de una determinada magnitud, se provoca un estímulo vibro- táctil que indica la dirección y la magnitud de la oscilación. Estos dispositivos han sido validados para su uso en el entrenamiento del equilibrio.(22)

El uso de estos dispositivos ha sido estudiado en pacientes post- ictus para mejorar la simetría de los pasos durante la marcha, donde tras un entrenamiento con biofeedback vibratorio se obtuvieron mejoras en el equilibrio, la velocidad y simetría durante la marcha. (31)

Nanhoe y cols compararon el entrenamiento del equilibrio convencional con el entrenamiento con feedback vibro-táctil en pacientes con Parkinson en el control postural. Obtuvieron mejores resultados en el grupo experimental, donde registraron una disminución en las oscilaciones. A nivel funcional, estos resultados se relacionan con un menor riesgo de caídas. (32)

Respecto al estudio de estos sistemas de biofeedback en los trastornos cerebelosos, se realizó un estudio con pacientes con ataxia cerebelosa progresiva donde se evaluaba la efectividad de un sistema de biofeedback electro-táctil situado en la lengua. Un acelerómetro localizado en la lengua detectaba el movimiento de la cabeza y generaba señales a través de un electrodo en una zona muy localizada de la lengua. De tal forma que el movimiento de cabeza y por tanto del cuerpo, generaba señales electro-táctiles en la lengua que los sujetos identificaban como un desplazamiento de la señal en la matriz del electrodo. Los sujetos obtuvieron mejoras en el control del equilibrio en bipedestación en condiciones donde la base de apoyo era estable. Además, a pesar de no recibir tratamiento durante el mes siguiente al estudio, los pacientes mantuvieron sus mejoras en el control del equilibrio(24)

4.5.4 “Wearable sensors”

Con el objetivo de poder obtener las mejoras en el equilibrio que ofrecen dichos sistemas a un nivel más funcional, se están llevando a cabo estudios con “wearable sensors” (sensores portables) que permitan la monitorización del equilibrio en cualquier lugar y en cualquier momento. Así, estos sistemas se pueden utilizar para mejorar la funcionalidad en las actividades de la vida diaria del paciente, sin necesidad de acudir a un laboratorio o centro de rehabilitación.(33)

Se ha investigado el uso de sensores iniciales de movimiento, que detectan oscilaciones en el plano medio-lateral y anteroposterior (como acelerómetros, giroscopios y magnetómetros fijados a diferentes partes del cuerpo), así como sensores de fuerza en la superficie plantar para medir la fuerza de reacción del suelo. Estos dos sistemas de sensores detectan las oscilaciones del cuerpo y el desempeño del equilibrio en tiempo real.

Concretamente, los sensores iniciales detectan principalmente oscilaciones de la cabeza y el tronco, por tanto, su uso se limita en condiciones de bipedestación estática, mientras que durante la marcha son los sensores de fuerza los que detectan la información espacial y temporal de los miembros inferiores. Además, es posible evaluar la variabilidad entre pasos y la simetría entre ambas piernas, lo que se ha asociado al control del equilibrio dinámico durante la marcha.(33)

Los sensores se conectan con sistemas de procesamiento (ordenadores o smartphones) que analizan e interpretan las señales recibidas, para posteriormente proyectar las señales en forma de feedback visual, auditivo, vibratorio o a través de electrodos. Estas señales solo se producen cuando los sensores detectan un mal control del equilibrio.

Estos sensores han sido validados por su usabilidad, seguridad y nivel de precisión en sujetos sanos (33), pacientes con ictus, lesión medular, enfermedad de Parkinson, alteración vestibular, esclerosis múltiple y amputados de miembros inferiores. Además, la aceptación por parte de los usuarios ha sido excelente, lo que implica que presenta un uso potencial como ayuda técnica del control de la marcha en un futuro próximo. (34)(33)

PROUESTA DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

1. RESUMEN

Objetivos. Comprobar si existen diferencias significativas en un grupo experimental de pacientes que presentan marcha atáxica en comparación con un grupo control tras la aplicación de un sistema de biofeedback utilizando *wearable sensors* durante un entrenamiento del equilibrio dinámico y de la marcha.

Hipótesis. El entrenamiento de la marcha y del equilibrio con un sistema de biofeedback aplicado con *wearable sensors* produce mejoras significativas en el control del equilibrio durante la marcha y en la funcionalidad comparado con un grupo control.

Metodología. Ensayo clínico aleatorizado a doble ciego donde se dividen a 30 pacientes en un grupo experimental y un grupo control. Se realiza un entrenamiento de la marcha y del equilibrio dinámico utilizando un sistema de biofeedback, durante la intervención y en el entorno diario del paciente. Se realiza una valoración pre y post intervención, así como un seguimiento de 3 meses, donde se evalúa el equilibrio dinámico, la inestabilidad postural, el nivel de ataxia y la calidad de vida.

Resultados esperados. Se realiza un análisis estadístico basado en el T-test. Se esperan encontrar diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, en resultados de equilibrio, inestabilidad postural, funcionalidad y calidad de vida.

Conclusiones. Esta intervención pretende actuar en varios ámbitos de la salud, y se engloba en el marco de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF). Hay una intención de trasladar la práctica clínica al entorno de la vida diaria de los pacientes para generar una mayor funcionalidad y calidad de vida.

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de esta investigación es comprobar si la aplicación de *wearable sensors*, concretamente de los sensores de fuerza mejoran el control del equilibrio durante la marcha en pacientes que presentan marcha atáxica, en comparación con un grupo placebo. Como objetivos secundarios se plantean: observar posibles diferencias en la evolución de pacientes con ataxia causada por un ictus cerebeloso o por una enfermedad degenerativa, y, por otro lado, demostrar si su aplicación durante las actividades de la vida diaria (AVD's) repercute en una mejora en la funcionalidad y un aumento de la autonomía del paciente.

3. HIPÓTESIS

El entrenamiento de la marcha y del equilibrio con un sistema de biofeedback durante 6 semanas mejora el control del equilibrio durante la marcha y la funcionalidad en las AVD's en pacientes con ataxia cerebelosa, en comparación a un grupo control, tanto en pacientes post-ictus cerebeloso o en ataxia espinocerebelosa. En los pacientes que presentan ataxia degenerativa existen menos cambios entre ambos grupos en relación a los pacientes post- ictus.

4. METODOLOGÍA

DISEÑO

Ensayo clínico aleatorizado a doble ciego, donde el evaluador y el paciente desconocen el grupo al que pertenecen. El evaluador es una persona independiente a la que realiza la intervención. Los participantes son agrupados de forma aleatoria mediante el programa *random.org* en dos grupos, un grupo experimental y un grupo control. La intervención se llevará a cabo durante 6 semanas, y se realizará una valoración pre- intervención, post- intervención y un seguimiento a los 3 meses de la intervención.

PACIENTES

Se incluirán a 30 pacientes que acudan a un centro de neurorrehabilitación donde puedan realizar la terapia intensiva. Los criterios de inclusión son: pacientes diagnosticados de ictus cerebeloso, ataxia espinocerebelosa o ataxia de Friedrich, con signos clínicos de marcha atáxica. Los pacientes deben estar en un estado agudo o subagudo de la enfermedad (no más de 6 meses de evolución), deben encontrarse en la franja de edad entre los 45-60 años y deben presentar una marcha autónoma, con o sin productos de soporte, de mínimo 10 metros de distancia.

Entre los criterios de exclusión se encuentran las alteraciones cognitivas, comorbilidades que incluyan riesgo cardiorrespiratorio durante el ejercicio o pacientes que requieran de un marcapasos cardíaco.

INTERVENCIÓN

Durante las 6 semanas de intervención, los pacientes asignados en el grupo experimental recibirán 5 sesiones semanales de Fisioterapia de 45 minutos, donde se realizará un entrenamiento de la marcha en cinta rodante durante 25 minutos y un entrenamiento del equilibrio dinámico de 20 minutos con un sistema de biofeedback constituido por sensores de fuerza plantares. Además, el grupo experimental deberá usar el dispositivo de biofeedback durante la ejecución de las AVD's en su domicilio durante las 6 semanas, 5 días a la semana.

Por otro lado, el grupo control realizará el mismo tratamiento de marcha y equilibrio que realiza el grupo experimental, pero el sistema de biofeedback implantado estará desconectado, a modo de tratamiento placebo. Este grupo de pacientes realizará las AVD's con el dispositivo apagado.

Intervención de Fisioterapia

Se realizará una reeducación de la marcha en cinta rodante a una velocidad inicial de 1 m/s, aumentando la velocidad 0,5 m/s cada 5 minutos, según la tolerancia del paciente. Se plantean los siguientes ejercicios de equilibrio dinámico:

- Marcha en suelo sorteando obstáculos en diferentes direcciones: hacia delante, hacia atrás y de lateral. Los pacientes deberán sortear los obstáculos realizando flexión de cadera, rodilla y tobillo. Se realizan 5 veces en cada dirección.
- Marcha en zig-zag rodeando obstáculos con una pelota en las manos para evitar reacciones de equilibrio con miembros superiores. Se realizan 10 repeticiones.
- Marcha en semi- tandem sobre una línea de 10 metros para reducir la base de apoyo. Se realizan 10 repeticiones.
- Rotaciones de cabeza y tronco durante la marcha realizando una tarea cognitiva que implique movimiento de cabeza y tronco, de forma que impida la compensación del sistema visual. Un ejemplo sería nombrar los objetos que hay alrededor o contar cuántos objetos puede ver a su alrededor de forma rectangular. Se realizan 5 repeticiones.
- Marcha en superficie inestable en un espacio de 10 metros sosteniendo un vaso de agua con la mano menos afecta, donde se realice una doble tarea a la vez que el sistema propioceptivo se ve alterado. Se realizan 5 repeticiones.

Entrenamiento de las AVD's

Ambos grupos de pacientes realizarán las AVD's 5 días a la semana durante las 6 semanas que dura la intervención. El dispositivo de biofeedback estará encendido en el grupo experimental y apagado en el grupo control.

Algunas de las AVD's que se realizarán con el sistema de biofeedback serán:

- Colocar y guardar objetos y ropa en el armario.
- Tender la ropa.
- Levantarse/sentarse en cualquier superficie y desplazarse de una habitación a otra de la casa.
- Hacer la compra o dar un paseo.
- Realizar el vestido de la parte superior del cuerpo.
- Hacer uso del transporte público (ej. Subir al autobús o bajar y subir las escaleras del metro).

En total se usará el dispositivo durante 2 horas al día donde se realicen las actividades mencionadas.

Sistema de Biofeedback

El Sistema de biofeedback aplicado será un sistema estudiado por Christina Ma y cols., (33) como un sistema de biofeedback inalámbrico para su uso extrahospitalario en sujetos jóvenes y en pacientes de edad avanzada con déficit sensitivo.

Se trata de un sistema de biofeedback vibrotáctil, compuesto por dos componentes separados: la unidad de sensores plantares de fuerza y la unidad del feedback vibrotáctil. Los sensores plantares de fuerza consiste en 6 sensores de fuerza (A301, Tekscan Co., Ltd, South Boston, MA, USA), un microprocesador (ATMEGA328P, Atmel Co., Ltd, San Jose, CA, USA), un módulo de transmisión inalámbrico (HC-05, HC Information Tech. Co., Ltd, Guangzhou, China) y una batería recargable (FLB-18650-3.0, UltraFire Co., Ltd, Shenzhen, China).

La unidad de feedback vibrotáctil consiste en 4 dispositivos vibratorios (XY-B1027-DX, Xiongying Electronics Co., Ltd, Shanghai, China), un módulo de alimentación inalámbrico y una batería recargable. Los sensores fuerza son conectados a las plantillas con cinta adhesiva.

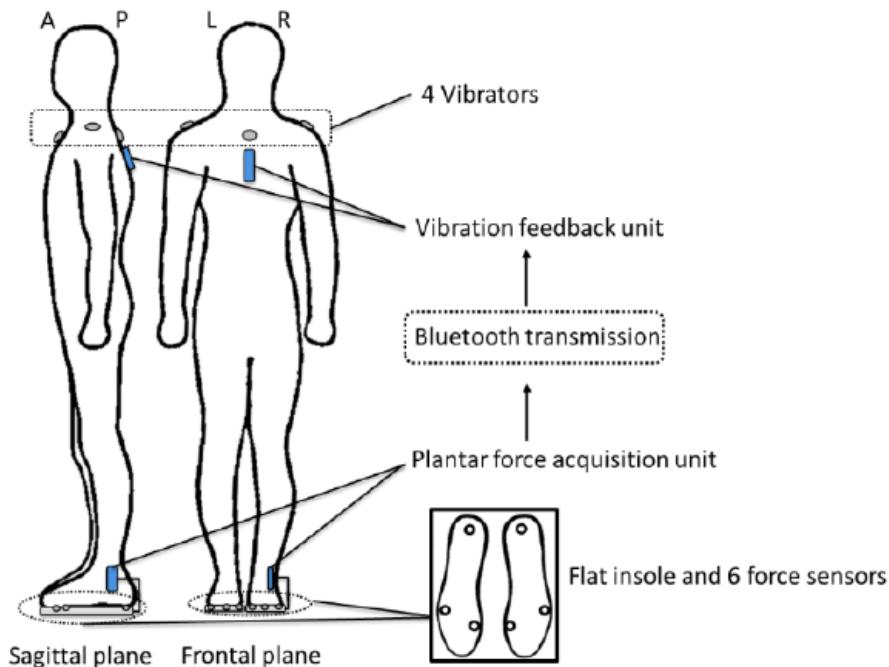


Fig 2. Sistema de biofeedback vibrotáctil, compuesto por la unidad de adquisición de fuerza plantar, unidad del feedback vibratorio, 4 dispositivos vibratorios y 6 sensores de fuerza conectados a las plantillas.

Los vibradores se colocan en la parte anterior, posterior, lado izquierdo y derecho de la parte superior del tronco del paciente con cintas adhesivas (a la altura del manubrio, la primera vértebra torácica y a la altura del acromion). (Fig. 2)

Los componentes electrónicos de la unidad de los sensores plantares son atados en la parte lateral del tobillo con una cinta elástica.

La unidad de fuerza plantar recibe la información de los sensores plantares y proporciona las señales procesadas a la unidad de feedback vibrotactil via Bluetooth. Esta unidad de feedback activa los dispositivos vibratorios basándose en el procesamiento de las señales vibratorias. La frecuencia de la vibración son 220Hz y la fuerza de 1 G, ya que son los parámetros que se ha visto que son bien reconocidos por los humanos.

Las baterías utilizadas tienen una capacidad de 3000mAh, lo que permite al dispositivo funcionar continuamente durante 24 horas. El sistema de biofeedback completo pesa menos de 200g.

Los sensores de fuerza son colocados a la altura del talón y en la primera y quinta cabeza de los metatarsianos para monitorizar el desplazamiento postural del paciente. Los sensores localizados en el talón y en el primer metatarsiano detectan el grado de desplazamiento anteroposterior, mientras que el sensor localizado en el quinto metatarsiano detecta el grado de desviación mediolateral.

Cuando la unidad de fuerza plantar detecta fuerzas que exceden el umbral de desviación, se generan unos impulsos vibratorios a los dispositivos vibratorios correspondientes. Si las fuerzas se encuentran debajo del umbral seleccionado, no se emitirá ninguna señal vibratoria.(33)

ESCALAS E INSTRUMENTOS DE VALORACIÓN

Se utilizarán diferentes instrumentos de valoración según los objetivos planteados. Se realizará una valoración pre- intervención, post- intervención y una valoración de seguimiento a largo plazo, a los 3 meses de la intervención.

Se realizarán valoraciones instrumentales y no instrumentales. Entre las valoraciones que son instrumentales se encuentran:

The Scale for the Assessment and Rating of Ataxia (SARA), se utilizará para evaluar la severidad de la ataxia. (34) (35)

La escala Berg Balance Scale (BBS), que evalúa el equilibrio en diferentes circunstancias, tanto en estático como en dinámico, así como el riesgo de caídas. (34) (35)

La escala Brief Ataxia Rating Scale (BARS), es una escala modificada basada en la escala ICARS que evalúa la coordinación en la marcha, miembro superior e inferior, lenguaje y movimientos oculares. Proporciona información de la función motora cerebelosa de un punto de vista generalizado, además se considera más útil y rápida en la práctica clínica diaria que la escala ICARS. (36)

Entre las herramientas de valoración instrumental se encuentra el sistema *Pedar-X1* (Fig.3), que monitorizará la trayectoria del centro de presiones (COP) durante la marcha para evaluar el control del equilibrio dinámico con un sistema de sensores de fuerza plantar en el interior del zapato. (37)(38)



Fig.3. Sistema de monitorización de presiones del pie, Pedar-X (Novel, Munich, Germany).

Se realizará una valoración cuantitativa de la inestabilidad postural utilizando acelerómetros triaxiales (Fig.4) que miden la amplitud de la aceleración en la dirección medio-lateral. Los acelerómetros se posicionan en la parte alta de la espalda. Esta medición se ha correlacionado con los valores de la escala SARA y BBS, de modo que se considera un biomarcador fisiológico útil y complementario para realizar un análisis de la marcha atáxica en pacientes con degeneración espinocerebelosa. (35)



Fig.4. Dos sets de acelerómetros triaxiales asegurados con un chaleco a la espalda del individuo (Shinichi, 2019)

Con la finalidad de evaluar la funcionalidad en las actividades de la vida diaria se utilizará la escala FIM (Functional Independent Measurement) y la escala Barthel, que miden el nivel de funcionalidad y cantidad de asistencia requerida en diferentes ámbitos de la vida diaria. Además, se les pedirá a los pacientes que calculen el tiempo empleado en cada AVD en una tabla de Excel, de forma que se pueda analizar posteriormente en los resultados.

Asociado a la funcionalidad, se realizará una medición de la autopercepción de salud mediante el cuestionario Euro-Qol 5D (39) para objetivar cambios a nivel de calidad de vida.

5. RESULTADOS ESPERADOS

Los resultados se analizarán estadísticamente con el programa SPSS. El test estadístico que se utilizará será el T-test de medidas independientes con cada una de las variables, en caso de que la normalidad de la muestra lo permitan, en caso contrario se utilizará el Mann-Whitney U test.

Tras 6 semanas de intervención se esperan cambios estadísticamente significativos entre ambos grupos en diferentes ámbitos, tanto a nivel de estabilidad y coordinación (medibles con las escalas SARA, BBS y BARS) como a nivel funcional (objetivable en las escalas FIM y Barthel). Estas diferencias entre grupos se esperan especialmente en la marcha, con una disminución de la oscilación a nivel del tronco y en la oscilación de la trayectoria del centro de presiones del grupo experimental. Dichas variables repercutirían en un menor riesgo de caídas (objetivable mediante la escala BBS) por parte del grupo experimental y en una mejor autopercepción de salud (medible mediante la escala EuroQol-5D).

De igual forma, a nivel de las AVD's se espera un mejor nivel de funcionalidad en el grupo experimental al disminuir el tiempo de ejecución, realizando las actividades con menos apoyos y con menor cantidad de asistencia requerida (objetivable mediante la escala FIM).

A los 3 meses de intervención se realizaría un análisis estadístico de los datos mediante el T-test de muestras pareadas. Se espera un mantenimiento de las diferencias, fundamentalmente en las AVD's y en la calidad de vida, pero también en la oscilación de tronco durante la marcha y en la frecuencia de caídas.

6. CONCLUSIONES

Los dispositivos “wearable sensors” han sido estudiados ampliamente como herramienta de evaluación de la estabilidad, tanto a nivel estático como dinámico. (40)(41)

Los autores defienden el uso de este dispositivo basándose en la capacidad que tienen dichos sistemas en proporcionar gran cantidad de información, que correctamente procesado, permite un análisis del equilibrio de forma más precisa y fiable, comparado con la evaluación clínica subjetiva tradicional. Además, dicha tecnología está disponible por un precio asequible, pudiendo, por ejemplo, utilizar un smartphone con sensores iniciales para medir el desequilibrio postural. Estos sistemas se han adaptado para aplicaciones específicas en el campo de la rehabilitación, como son los sistemas de biofeedback. (33)

Hoy en día, una línea abierta de investigación es la comparación de la sensibilidad de los *wearable sensors* con la herramienta *gold standard* tradicional de las plataformas de fuerza.

En la mayoría de los estudios se incluyen principalmente a pacientes con ictus, enfermedad de Parkinson, población geriátrica y pacientes con diabetes, en cambio no se han realizado estudios con ataxia degenerativa. Tras el uso de estos sistemas se ha observado una disminución en el desequilibrio postural, en la asimetría de la carga del peso corporal y en la variabilidad de la marcha, tanto en entornos interiores como en exteriores. Además, se ha recomendado el uso de estos dispositivos para ayudar a los terapeutas y médicos a comprender mejor las condiciones del equilibrio que presentan estos pacientes. (41)

Algunos autores expresan la necesidad de estudios más amplios para estimar el potencial real de los *wearable sensors*. (42)

Esta propuesta de proyecto de investigación pretende incorporar un tipo de intervención enmarcado dentro de la práctica clínica basada en la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF), donde se asume un modelo biopsicosocial como marco conceptual. La intervención está focalizada en actuar directamente sobre el nivel de actividad y participación de los pacientes para mejorar la calidad de vida, y no sólo en generar una mejora de las funciones y estructuras corporales. Así, el entrenamiento de la estabilidad en un entorno generalizado, donde se realicen actividades de la vida diaria con un sistema de apoyo ofrece la posibilidad de generalizar el aprendizaje en el entorno diario del paciente, y por tanto mejorar su funcionalidad y calidad de vida. El hecho de incluir la intervención en este marco conceptual implica que interviene en la salud psicosocial del paciente, aumentando su empoderamiento y mejorando su autopercepción. (43)

BIBLIOGRAFIA

1. Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human postural control. *Front Neurosci.* 2018;12(MAR):1–9.
2. Roberto Cano de la Cuerda, Rosa M^a Martínez Piédrola JCMP. *Control y Aprendizaje Motor*. Editorial. 2017.
3. Hwang S, Agada P, Kiemel T, Jeka JJ. Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. *PLoS One*. 2014;9(1):1–8.
4. Anne Shumway-Cook PD. *Control Motor. Teoría y Aplicaciones Prácticas*. Williams & Wilkins, editor. Seattle, Washington; 1995.
5. M.J. Turlough Fitzgerald, Gregory Gruener EM. *Neuroanatomía Clínica y Neurociencia*. 6^a edición. SL EE, editor. 2012.
6. Purves, Augustine, Fitzpatrick, Hall, LaMantia W. *Neurociencia*. 5^o Edición. Panamericana EM, editor. 2012. 759 p.
7. Marsden J, Harris C. Cerebellar ataxia: Pathophysiology and rehabilitation. *Clin Rehabil*. 2011;25(3):195–216.
8. Kelly G, Shanley J. Rehabilitation of ataxic gait following cerebellar lesions: Applying theory to practice. *Physiother Theory Pract*. 2016 Aug 17;32(6):430–7.
9. Stephen CD, Brizzi KT, Bouffard MA, Gomory P, Sullivan SL, Mello J, et al. The Comprehensive Management of Cerebellar Ataxia in Adults. *Curr Treat Options Neurol*. 2019;21(3).
10. Marquer A, Barbieri G, Pérennou D. The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review. Vol. 57, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. Elsevier Masson SAS; 2014. p. 67–78.
11. Milne SC, Corben LA, Georgiou-Karistianis N, Delatycki MB, Yiu EM. Rehabilitation for Individuals with Genetic Degenerative Ataxia: A Systematic Review. *Neurorehabil Neural Repair*. 2017;31(7):609–22.
12. Serrao M, Casali C, Ranavolo A, Mari S, Conte C, Chini G, et al. Use of dynamic movement orthoses to improve gait stability and trunk control in ataxic patients. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2017;53(5):735–43.
13. M.J. W. Systematic review of the effectiveness of physiotherapy for cerebellar dysfunction. *Clin Rehabil*. 2009;23(8):764–5.
14. Im SJ, Kim YH, Kim KH, Han JW, Yoon SJ, Park JH. The effect of a task-specific locomotor training strategy on gait stability in patients with cerebellar disease: a feasibility study. *Disabil Rehabil*. 2017;39(10):1002–8.
15. Lanza G, Casabona JA, Bellomo M, Cantone M, Fisicaro F, Bella R, et al. Update on intensive motor training in spinocerebellar ataxia: time to move a step forward? *J Int Med Res*. 2019;48(2).
16. Synofzik M, Ilg W. Motor training in degenerative spinocerebellar disease:

- Ataxia-specific improvements by intensive physiotherapy and exergames. *Biomed Res Int.* 2014;2014.
17. Agrawal S, Lee S, Dell MO, Stein J. Degenerative Cerebellar Disease. *2020*;34(5):584–94.
 18. Gandini J, Manto M, Bremova-Ertl T, Feil K, Strupp M. The neurological update: therapies for cerebellar ataxias in 2020. *J Neurol.* 2020;267(4):1211–20.
 19. Pozzi NG, Minafra B, Zangaglia R, De Marzi R, Sandrini G, Priori A, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) of the cortical motor areas in three cases of cerebellar ataxia. *Cerebellum.* 2014;13(1):109–12.
 20. Portaro S, Russo M, Bramanti A, Leo A, Billeri L, Manuli A, et al. The role of robotic gait training and tDCS in Friedrich ataxia rehabilitation: A case report. *Medicine (Baltimore).* 2019;98(8):e14447.
 21. Brennan L, Zubiete ED, Caulfield B. Feedback design in targeted exercise digital biofeedback systems for home rehabilitation: A scoping review. *Sensors (Switzerland).* 2020;20(1).
 22. Alahakone AU, Senanayake SMNA. A real-time system with assistive feedback for postural control in rehabilitation. *IEEE/ASME Trans Mechatronics.* 2010;15(2):226–33.
 23. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture.* 2010 Mar 1;31(3):355–9.
 24. Čakrt O, Vyhálek M, Slabý K, Funda T, Vuillerme N, Kolář P, et al. Balance rehabilitation therapy by tongue electrotactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease. *NeuroRehabilitation.* 2012;31(4):429–34.
 25. Baram Y. Virtual Sensory Feedback for Gait Improvement in Neurological Patients. *Front Neurol.* 2013;4(October):1–6.
 26. Halická Z, Lobotková J, Bučková K, Hlavačka F. Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. *Gait Posture.* 2014;39(1):410–4.
 27. Baram Y, Aharon-Peretz J, Lenger R. Virtual reality feedback for gait improvement in patients with idiopathic senile gait disorders and patients with history of stroke. *J Am Geriatr Soc.* 2010 Jan 1;58(1):191–2.
 28. Fleury A, Gum P, Diot B, Vuillerme N, Fleury A, Gum P, et al. iBalance-ABF : a Smartphone-Based Audio-. 2013;
 29. Nicolai S, Mirelman A HT et al. Improvement of balance after audio-biofeedback. *Z Gerontol Geriat.* 2010;43:224–8.
 30. Fleszar Z, Mellone S, Giese M, Tacconi C, Becker C, Schöls L, et al. Real-time use of audio-biofeedback can improve postural sway in patients with degenerative ataxia. *Ann Clin Transl Neurol.* 2019;6(2):285–94.
 31. Afzal MR, Lee H, Oh M, Lee J, Yoon J. A Portable Gait Asymmetry Rehabilitation

- System for Stroke Patients Using a Vibrotactile Feedback. *Biomed Res Int.* 2015;2015:1–4.
32. Nanhoe-Mahabier W, Allum JH, Pasman EP, Overeem S, Bloem BR. The effects of vibrotactile biofeedback training on trunk sway in Parkinson's disease patients. *Park Relat Disord.* 2012;18(9):1017–21.
 33. Ma CZH, Wan AHP, Wong DWC, Zheng YP, Lee WCC. A vibrotactile and plantar force measurement-based biofeedback system: Paving the way towards wearable balance-improving devices. *Sensors (Switzerland).* 2015;15(12):31709–22.
 34. Ma CZH, Wong DWC, Lam WK, Wan AHP, Lee WCC. Balance improvement effects of biofeedback systems with state-of-the-art wearable sensors: A systematic review. *Sensors (Switzerland).* 2016;16(4).
 35. Shirai S, Yabe I, Takahashi-Iwata I, Matsushima M, Ito YM, Takakusaki K, et al. The Responsiveness of Triaxial Accelerometer Measurement of Gait Ataxia Is Higher than That of the Scale for the Assessment and Rating of Ataxia in the Early Stages of Spinocerebellar Degeneration. *Cerebellum.* 2019;18(4):721–30.
 36. Schmahmann JD, Gardner R, MacMore J, Vangel MG. Development of a Brief Ataxia Rating Scale (BARS) Based on a Modified Form of the ICARS. 2009;
 37. Ramanathan AK, Kiran P, Arnold GP, Wang W, Abboud RJ. Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot Ankle Surg.* 2010;16(2):70–3.
 38. novel.de - accurate pressure and force sensors.
 39. Herdman M, Badia X, Berra S. El EuroQol-5D: una alternativa sencilla para la medición de la calidad de vida relacionada con la salud en atención primaria. *Atención Primaria.* 2001;28(6):425–9.
 40. Ghislieri M, Gastaldi L, Pastorelli S, Tadano S, Agostini V. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review. *Sensors (Switzerland).* 2019;19(19):1–25.
 41. Gordt K, Gerhardy T, Najafi B, Schwenk M. Effects of Wearable Sensor-Based Balance and Gait Training on Balance, Gait, and Functional Performance in Healthy and Patient Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Gerontology.* 2017;64(1):74–89.
 42. Gordt K, Gerhardy T, Najafi B, Schwenk M. Effects of Wearable Sensor-Based Balance and Gait Training on Balance, Gait, and Functional Performance in Healthy and Patient Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Gerontology.* 2017;64(1):74–89.
 43. Ayuso-mateos JL, Nieto-moreno M, Sánchez-moreno J. Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF): aplicabilidad y utilidad en la práctica clínica. 2006;126(12):461–6.

ANEXOS.

Rater: _____	date: _____	patient: _____	
Scale for the assessment and rating of ataxia (SARA)			
1) Gait Proband is asked (1) to walk at a safe distance parallel to a wall including a half-turn (turn around to face the opposite direction of gait) and (2) to walk in tandem (heels to toes) without support.		2) Stance Proband is asked to stand (1) in natural position, (2) with feet together in parallel (big toes touching each other) and (3) in tandem (both feet on one line, no space between heel and toe). Proband does not wear shoes, eyes are open. For each condition, three trials are allowed. Best trial is rated.	
<p>0 Normal, no difficulties in walking, turning and walking tandem (up to one misstep allowed)</p> <p>1 Slight difficulties, only visible when walking 10 consecutive steps in tandem</p> <p>2 Clearly abnormal, tandem walking >10 steps not possible</p> <p>3 Considerable staggering, difficulties in half-turn, but without support</p> <p>4 Marked staggering, intermittent support of the wall required</p> <p>5 Severe staggering, permanent support of one stick or light support by one arm required</p> <p>6 Walking > 10 m only with strong support (two special sticks or stroller or accompanying person)</p> <p>7 Walking < 10 m only with strong support (two special sticks or stroller or accompanying person)</p> <p>8 Unable to walk, even supported</p>		<p>0 Normal, able to stand in tandem for > 10 s</p> <p>1 Able to stand with feet together without sway, but not in tandem for > 10s</p> <p>2 Able to stand with feet together for > 10 s, but only with sway</p> <p>3 Able to stand for > 10 s without support in natural position, but not with feet together</p> <p>4 Able to stand for >10 s in natural position only with intermittent support</p> <p>5 Able to stand >10 s in natural position only with constant support of one arm</p> <p>6 Unable to stand for >10 s even with constant support of one arm</p>	
Score		Score	
3) Sitting Proband is asked to sit on an examination bed without support of feet, eyes open and arms outstretched to the front.		4) Speech disturbance Speech is assessed during normal conversation.	
<p>0 Normal, no difficulties sitting >10 sec</p> <p>1 Slight difficulties, intermittent sway</p> <p>2 Constant sway, but able to sit > 10 s without support</p> <p>3 Able to sit for > 10 s only with intermittent support</p> <p>4 Unable to sit for >10 s without continuous support</p>		<p>0 Normal</p> <p>1 Suggestion of speech disturbance</p> <p>2 Impaired speech, but easy to understand</p> <p>3 Occasional words difficult to understand</p> <p>4 Many words difficult to understand</p> <p>5 Only single words understandable</p> <p>6 Speech unintelligible / anarthria</p>	
Score		Score	

Rater: _____ date: _____ patient: _____

5) Finger chase**Rated separately for each side**

Proband sits comfortably. If necessary, support of feet and trunk is allowed. Examiner sits in front of proband and performs 5 consecutive sudden and fast pointing movements in unpredictable directions in a frontal plane, at about 50 % of proband's reach. Movements have an amplitude of 30 cm and a frequency of 1 movement every 2 s. Proband is asked to follow the movements with his index finger, as fast and precisely as possible. Average performance of last 3 movements is rated.

- 0 No dysmetria**
- 1 Dysmetria, under/ overshooting target <5 cm**
- 2 Dysmetria, under/ overshooting target < 15 cm**
- 3 Dysmetria, under/ overshooting target > 15 cm**
- 4 Unable to perform 5 pointing movements**

6) Nose-finger test**Rated separately for each side**

Proband sits comfortably. If necessary, support of feet and trunk is allowed. Proband is asked to point repeatedly with his index finger from his nose to examiner's finger which is in front of the proband at about 90 % of proband's reach. Movements are performed at moderate speed. Average performance of movements is rated according to the amplitude of the kinetic tremor.

- 0 No tremor**
- 1 Tremor with an amplitude < 2 cm**
- 2 Tremor with an amplitude < 5 cm**
- 3 Tremor with an amplitude > 5 cm**
- 4 Unable to perform 5 pointing movements**

Score	Right	Left	Score	Right	Left
mean of both sides (R+L)/2			mean of both sides (R+L)/2		

7) Fast alternating hand movements**Rated separately for each side**

Proband sits comfortably. If necessary, support of feet and trunk is allowed. Proband is asked to perform 10 cycles of repetitive alternation of pro- and supinations of the hand on his/her thigh as fast and as precise as possible. Movement is demonstrated by examiner at a speed of approx. 10 cycles within 7 s. Exact times for movement execution have to be taken.

- 0 Normal, no irregularities (performs <10s)**
- 1 Slightly irregular (performs <10s)**
- 2 Clearly irregular, single movements difficult to distinguish or relevant interruptions, but performs <10s**
- 3 Very irregular, single movements difficult to distinguish or relevant interruptions, performs >10s**
- 4 Unable to complete 10 cycles**

8) Heel-shin slide**Rated separately for each side**

Proband lies on examination bed, without sight of his legs. Proband is asked to lift one leg, point with the heel to the opposite knee, slide down along the shin to the ankle, and lay the leg back on the examination bed. The task is performed 3 times. Slide-down movements should be performed within 1 s. If proband slides down without contact to shin in all three trials, rate 4.

- 0 Normal**
- 1 Slightly abnormal, contact to shin maintained**
- 2 Clearly abnormal, goes off shin up to 3 times during 3 cycles**
- 3 Severely abnormal, goes off shin 4 or more times during 3 cycles**
- 4 Unable to perform the task**

Score	Right	Left	Score	Right	Left
mean of both sides (R+L)/2			mean of both sides (R+L) / 2		

Name: _____
Rater: _____

BERG BALANCE SCALE 14-Item Long Form Original Version

Date: _____

1. SITTING TO STANDING

INSTRUCTIONS: Please stand up. Try not to use your hands for support.

- (4) able to stand without using hands and stabilize independently
- (3) able to stand independently using hands
- (2) able to stand using hands after several tries
- (1) needs minimal aid to stand or to stabilize
- (0) needs moderate or maximal assist to stand

2. STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Please stand for two minutes without holding.

- (4) able to stand safely 2 minutes
- (3) able to stand 2 minutes with supervision
- (2) able to stand 30 seconds unsupported
- (1) needs several tries to stand 30 seconds unsupported
- (0) unable to stand 30 seconds unassisted. If a subject is able to stand 2 minutes unsupported, score full points for sitting unsupported. Proceed to item #4.

3. SITTING WITH BACK UNSUPPORTED BUT FEET SUPPORTED ON FLOOR OR ON A STOOL

INSTRUCTIONS: Please sit with arms folded for 2 minutes.

- (4) able to sit safely and securely 2 minutes
- (3) able to sit 2 minutes under supervision
- (2) able to sit 30 seconds
- (1) able to sit 10 seconds
- (0) unable to sit without support 10 seconds

4. STANDING TO SITTING

INSTRUCTIONS: Please sit down.

- (4) sits safely with minimal use of hands
- (3) controls descent by using hands
- (2) uses back of legs against chair to control descent
- (1) sits independently but has uncontrolled descent
- (0) needs assistance to sit

5. TRANSFERS

INSTRUCTIONS: Arrange chair(s) for a pivot transfer. Ask subject to transfer one way toward a seat with armrests and one way toward a seat without armrests. You may use two chairs (one with and one without armrests) or a bed and a chair.

- (4) able to transfer safely with minor use of hands
- (3) able to transfer safely definite need of hands
- (2) able to transfer with verbal cuing and/or supervision
- (1) needs one person to assist
- (0) needs two people to assist or supervise to be safe

6. STANDING UNSUPPORTED WITH EYES CLOSED

INSTRUCTIONS: Please close your eyes and stand still for 10 seconds.

- (4) able to stand 10 seconds safely
- (3) able to stand 10 seconds with supervision
- (2) able to stand 3 seconds
- (1) unable to keep eyes closed 3 seconds but stays steady
- (0) needs help to keep from falling

7. STANDING UNSUPPORTED WITH FEET TOGETHER

INSTRUCTIONS: Place your feet together and stand without holding.

- (4) able to place feet together independently and stand 1 minute safely
- (3) able to place feet together independently and stand for 1 minute with supervision
- (2) able to place feet together independently but unable to hold for 30 seconds
- (1) needs help to attain position but able to stand 15 seconds feet together
- (0) needs help to attain position and unable to hold for 15 seconds

() TOTAL SCORE (Maximum = 56), a person scoring below 45 is considered to be at risk for falling.

8. REACHING FORWARD WITH OUTSTRETCHED ARM WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Lift arm to 90 degrees. Stretch out your fingers and reach forward as far as you can. (Examiner places a ruler at end of fingertips when arm is at 90 degrees. Fingers should not touch the ruler while reaching forward. The recorded measure is the distance forward that the finger reaches while the subject is in the most forward lean position. When possible, ask subject to use both arms when reaching to avoid rotation of the trunk.)

- (4) can reach forward confidently >25 cm (10 inches)
- (3) can reach forward >12 cm safely (5 inches)
- (2) can reach forward >5 cm safely (2 inches)
- (1) reaches forward but needs supervision
- (0) loses balance while trying/requires external support

9. PICK UP OBJECT FROM FLOOR FROM A STANDING POSITION

INSTRUCTIONS: Pick up shoe/slipper which is placed in front of your feet.

- (4) able to pick up slipper safely and easily
- (3) able to pick up slipper but needs supervision
- (2) unable to pick up but reaches 2-5cm (1-2 inches) from slipper and keeps balance independently
- (1) unable to pick up and needs supervision while trying
- (0) unable to try/needs assist to keep from losing balance or falling

10. TURNING TO LOOK BEHIND OVER LEFT AND RIGHT SHOULDERS WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Turn to look directly behind you over toward left shoulder. Repeat to the right. Examiner may pick an object to look at directly behind the subject to encourage a better twist turn.

- (4) looks behind from both sides and weight shifts well
- (3) looks behind one side only other side shows less weight shift
- (2) turns sideways only but maintains balance
- (1) needs supervision when turning
- (0) needs assist to keep from losing balance or falling

11. TURN 360 DEGREES

INSTRUCTIONS: Turn completely around in a full circle. Pause. Then turn a full circle in the other direction.

- (4) able to turn 360 degrees safely in 4 seconds or less
- (3) able to turn 360 degrees safely one side only in 4 seconds or less
- (2) able to turn 360 degrees safely but slowly
- (1) needs close supervision or verbal cuing
- (0) needs assistance while turning

12. PLACING ALTERNATE FOOT ON STEP OR STOOL WHILE STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Place each foot alternately on the step/stool. Continue until each foot has touched the step/stool four times.

- (4) able to stand independently and safely and complete 8 steps in 20 seconds
- (3) able to stand independently and complete 8 steps >20 seconds
- (2) able to complete 4 steps without aid with supervision
- (1) able to complete >2 steps needs minimal assist
- (0) needs assistance to keep from falling/unable to try

13. STANDING UNSUPPORTED ONE FOOT IN FRONT

INSTRUCTIONS: (DEMONSTRATE TO SUBJECT) Place one foot directly in front of the other. If you feel that you cannot place your foot directly in front, try to step far enough ahead that the heel of your forward foot is ahead of the toes of the other foot. (To score 3 points, the length of the step should exceed the length of the other foot and the width of the stance should approximate the subject's normal stride width).

- (4) able to place foot tandem independently and hold 30 seconds
- (3) able to place foot ahead of other independently and hold 30 seconds
- (2) able to take small step independently and hold 30 seconds
- (1) needs help to step but can hold 15 seconds
- (0) loses balance while stepping or standing

14. STANDING ON ONE LEG

INSTRUCTIONS: Stand on one leg as long as you can without holding.

- (4) able to lift leg independently and hold >10 seconds
- (3) able to lift leg independently and hold 5-10 seconds
- (2) able to lift leg independently and hold ~ or >3 seconds
- (1) tries to lift leg unable to hold 3 seconds but remains standing independently
- (0) unable to try or needs assist to prevent fall

BRIEF ATAXIA RATING SCALE (BARS) - revised

Date

Name

Gait:

- 0: Normal gait and 10-step tandem gait
0.5: Normal gait, but performs 10-step tandem gait only with great difficulty (e.g., flailing arms)
1: Almost normal natural gait, but unable to walk 10 steps with feet in tandem position
1.5: Cadence, speed, stance is slightly irregular, may take an extra step to turn but not clearly abnormal
2: Walking without support, but clearly abnormal and irregular
2.5: Walking without support, clearly abnormal and irregular, difficulties in half turn, but no staggering
3: Walking without support with considerable staggering, and difficulties in half turn
3.5: Walking mostly without support, touches the wall / furniture once during the 20-meter test (including at the turn)
4: Walking without assistance, uses episodic support of the wall for 20-meter test (including the turn)
4.5: Uses support of the wall for the 20-meter test, maintaining contact with the wall throughout
5: Walking 20 meters possible only with one a single cane, or holding onto a service dog with one arm
5.5: In the same testing session, scores 5 and 6 on different trials
6: Walking 20 meters possible only with a walker, or two canes
6.5: Walking 20 meters possible only with a walker, or two canes, and needs intermittent 1 person assist
7: Walking 20 meters possible only by holding onto one accompanying person
7.5: Walking 20 meters possible only by holding onto two accompanying individuals
8: Walking 20 meters impossible even with 2-person assist; requires a wheelchair

Heel-to-Shin test

- 0: Normal movement of the heel down the opposite shin
0.5: Not entirely smooth movement of the heel down the shin
1: Moves the heel down the shin in continuous axis, decomposed in several phases, without jerking, or abnormally slow
1.5: Slowing of movement of the heel down the shin with an occasional superimposed jerking component
2: Moves the heel down the shin jerkily, but in the axis
2.5: Moves the heel down the shin jerkily in the axis, with occasional lateral movements superimposed
3: Side to side (lateral) movements predominate when attempting to move the heel down the shin
3.5: Difficulty maintaining contact of the heel on the shin because of the lateral movements
4: Lowering jerkily with extremely long lateral movements, or the test is impossible

LEFT
RIGHT
Finger-to-Nose test

- 0: Normal pointing to examiner's finger and to tip of the subject's nose
0.5: Slowed, or with minimal instability at endpoint (e.g., mild finger wiggle)
1: Oscillating movement of hand and/or arm without decomposition of the movement
1.5: Mild to moderate dysmetria (captures variation of performance within the same examination)
2: Segmented movement in 2 phases at the elbow and / or moderate dysmetria in reaching the finger or nose
2.5: Moderate to severe dysmetria (captures variation of performance within the same examination)
3: Segmented movement in > 2 phases at the elbow and / or considerable dysmetria in reaching the finger or nose
3.5: Dysmetria so severe as to almost prevent patient from reaching the finger or nose
4: Dysmetria so severe that it prevents the patient from reaching the finger or nose

LEFT
RIGHT
Speech

- 0: Speech is normal including rapid production of consonants (buccal-lingual-palatal)
0.5: Speech is normal, but attempted rapid production of consonants is dysrhythmic (impaired rate/rhythm/clarity)
1: Mild dysarthria with impaired rate/rhythm/clarity, but all words are intelligible
1.5: Mild to moderate dysarthria (captures variation of speech clarity within the same interview)
2: Moderate dysarthria with impairment of rate/rhythm/clarity, some words difficult to understand
2.5: Moderate to severe dysarthria (captures variation of speech clarity within the same interview)
3: Speech is severely slow and/or dysarthric, and many words are difficult to understand
3.5: Speech is severely slow and/or dysarthric, and only occasional words are produced or intelligible
4: Speech is absent or unintelligible

Oculomotor

- 0: Normal oculomotor exam (eyes are quiet in primary position; pursuit is normal; saccades are normal; no nystagmus)
0.5 One of four cardinal oculomotor findings is abnormal (movements at rest; saccadic pursuit; hypo/hypermetric saccades; nystagmus)
1: Two of the four cardinal oculomotor findings are present
1.5 Three of the four cardinal oculomotor findings are present
2: All four of the cardinal oculomotor findings are present
NOTE - If slowing of eye movements is the only finding, grade this 0.5-mild, 1-moderate, 1.5-severe, 2-ophthalmoplegia

TOTAL BARS SCORE (out of 30)

Escala de Medida de Independencia Funcional (FIM)

FIM Total	Dominio	Categorías	Puntaje
126 puntos	Motor 91 puntos	Autocuidado	
		1. Alimentación	
		2. Arreglo personal	
		3. Baño	
		4. Vestido hemicuerpo superior	
		5. Vestido hemicuerpo inferior	
		6. Aseo perineal	
		Control de esfínteres	
		7. Control de vejiga	
		8. Control de intestino	
		Movilidad	
		9. Traslado de la cama a silla o silla de ruedas	
		10. Traslado al baño	
	11. Traslado en bañera o ducha		
	Ambulación		
	12. Caminar/desplazarse en silla de ruedas		
	13. Subir y bajar escaleras		
	Cognitivo 35 puntos	Comunicación	
14. Comprensión			
15. Expresión			
Conocimiento social			
16. Interacción social			
17. Solución de problemas			
18. Memoria			
Total			

Cada ítem será puntuado de 1 a 7 de la siguiente manera

Grado de dependencia	Nivel de funcionalidad
Sin ayuda	7. Independencia completa 6. Independencia modificada
Dependencia modificada	5. Supervisión 4. Asistencia mínima (mayor del 75% de independencia) 3. Asistencia moderada (mayor del 50% de independencia)
Dependencia completa	2. Asistencia máxima (mayor del 25% de independencia) 1. Asistencia total (menor del 25% de independencia)

ÍNDICE DE BARTHEL (ACTIVIDADES BÁSICAS DE LA VIDA DIARIA)

Comer	- Totalmente independiente - Necesita ayuda para cortar carne, pan, etc - Dependiente	10 5 0
Lavarse	- Independiente. Entra y sale solo del baño - Dependiente	5 0
Vestirse	- Independiente. Capaz de ponerse y quitarse la ropa, abotonarse, atarse los zapatos - Necesita ayuda - Dependiente	10 5 0
Arreglarse	- Independiente para lavarse la cara, las manos, peinarse, afeitarse, maquillarse, etc - Dependiente	5 0
Deposiciones	- Continente - Ocasionalmente algun episodio de incontinencia o necesita ayuda para administrarse supositorios o lavativas - Incontinente	10 5 0
Micción	- Continente o es capaz de cuidarse la sonda - Ocasionalmente, máx un episodio de incontinencia en 24h,necesita ayuda para cuidar la sonda - Incontinente	10 5 0
Usar el retrete	- Independiente para ir al WC, quitarse y ponerse la ropa - Necesita ayuda para ir al WC, pero se limpia solo - Dependiente	10 5 0
Trasladarse	- Independiente para ir del sillón a la cama - Minima ayuda física o supervisión - Gran ayuda pero es capaz de mantenerse sentado sin ayuda - Dependiente	15 10 5 0
Deambular	- Independiente, camina solo 50 metros - Necesita ayuda física o supervisión para caminar 50m - Independiente en silla de ruedas, sin ayuda - Dependiente	15 10 5 0
Escalones	- Independiente para subir y bajar escaleras - Necesita ayuda física o supervisión - Dependiente	10 5 0
	TOTAL	

Valoración de la incapacidad funcional:

100 Total independencia (siendo 90 la máxima si el paciente usa silla de ruedas)

60 Dependencia leve

35-55 Dependencia moderada

20-35 Dependencia severa

20 Dependencia total