

MÁSTER UNIVERSITARIO EN NEUROREHABILITACIÓN
Trabajo Final de Master 2021-2022

**Entrenamiento del Core Stability con
sobrecargas excéntricas para mejorar el
equilibrio dinámico en sedestación y
bipedestación en pacientes con ictus
en fase subaguda**

Autor: Cèsar Castejón Morales

Tutor: Dr. Josep Medina Casanovas

Modalidad: Investigación

Ámbito profesional: Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Resumen Ejecutivo	4
Introducción	5
Justificación	5
ICTUS	8
Definición	8
Clasificación	8
Epidemiología del Ictus	11
Incidencia.....	11
Prevalencia	12
Mortalidad	12
Costes asociados a la atención del ictus	13
Secuelas del ICTUS	14
Área motora. Deficiencias Motoras	14
Area Sensorial. Déficits Sensoriales	16
Deficiencias del control postural y equilibrio	16
Alteraciones en la marcha	17
Presencia del riesgo de caídas	18
Área del lenguaje o comunicación.....	19
Área visual.	19
Rehabilitación post-ictus	20
Factores que influyen en la rehabilitación post-ictus	21
Fases y Ámbitos de asistencia en la rehabilitación del ictus.....	23
Fisioterapia en la rehabilitación del ictus	24
Teoría del Control Motor. Enfoque Neurofacilitador	24
Reaprendizaje motor orientado a la tarea	25
Factores pronósticos en la recuperación motora y funcional de pacientes posictus.....	28
Control Postural y equilibrio	29
Control Motor	29
Control de la Postura	29
Equilibrio	31
Estabilidad	31
Subsistemas del equilibrio	31
Restricciones Biomecánicas	32
Límites de Estabilidad / Verticalidad	32
Ajustes Posturales Anticipatorios (APAs).....	32
Orientación Sensorial.....	33
Estabilidad en la Marcha	33
Consecuencias del Ictus en el equilibrio y la marcha	34
Instrumentos de valoración del equilibrio y control del tronco para pacientes adultos postictus	35

Core Stability	36
Ejercicios de Core Stability adaptados para pacientes postictus	37
Entrenamiento de fuerza con sobrecargas excéntricas	42
Sobrecarga excéntrica	43
Beneficios de la Carga Excentrica	44
▪ Adaptaciones funcionales:	44
▪ Adaptaciones fisiológicas:	45
¿Cuánto es necesario aumentar la carga?	46
Algunas estrategias entrenamiento excéntrico	46
Entrenamiento excéntrico en pacientes post ICTUS	46
Activación cortical relacionado con el movimiento durante las contracciones musculares excéntricas	47
Ventajas del Entrenamiento Inercial	49
Entrenamiento Inercial en Rendimiento deportivo	49
Entrenamiento Inercial Tercera Edad	50
Entrenamiento Inercial en ICTUS	50
Tipos de Máquinas Inerciales	52
▪ Flywheel o volante de inercia	52
▪ Polea inercial cónica:	52
Especificaciones de la Polea Inercial cónica	56
Hipótesis	57
Objetivos	57
Material y Métodos	58
Metodología	58
Material	59
Propuesta de Programa de entrenamiento del tronco con Sobrecargas excéntricas	60
Diseño y descripción del estudio	60
Tipología del estudio	60
Participantes y selección de la muestra	60
Cálculo de la muestra	60
Reclutamiento de los pacientes participantes	60
Criterios de selección de los participantes	61
Criterios de Inclusión	61
Criterios de Exclusión	61
Variables y mediciones	61
Variables sociodemográficas:	61
Variables clínicas	62
Variables funcionales	62
Evaluación de las variables	67
Descripción de la intervención	67
Consideraciones éticas	73

Análisis estadístico	73
Resultados esperados	77
Valoración crítica y conclusiones	78
Futuras investigaciones	80
Referencia bibliográficas	81
Anexos	98
▪ Versión española de la escala Trunk Impairment Scale versión 2.0 (TIS 2.0)	98
▪ La Functional in Sitting Test (FIST).	99
▪ Versión española de la Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS)	100
▪ Escala de Equilibrio de Berg	101
▪ Test de Tinetti	104
▪ Test de 6 minutos: calidad de marcha y aptitud	106
▪ Test Get Up and go: coordinacion y equilibrio	106
▪ Índice de Barthel	107
▪ FIM	109
▪ RANKIM	111
▪ NIHSS	112
▪ Mini-BESTest	114

Resumen Ejecutivo

El objetivo principal de este trabajo es determinar la efectividad de un programa de entrenamiento de Core Stability en pacientes de ictus en fase sub-aguda en a través del trabajo de fuerza con sobrecargas excéntricas utilizando poleas cónicas con el fin de optimizar su funcionalidad. Para alcanzar este objetivo principal, el trabajo se ha estructurado siguiendo cuatro apartados diferentes:

En primer lugar, se describen los Accidentes Cerebrovasculares (ACV) con la intención de describir las secuelas derivadas de un ACV.

En segundo lugar, se exponen las principales escalas de valoración clínica que se utilizan en la valoración del equilibrio y control del tronco en pacientes ICTUS.

En tercer lugar, se desarrolla una revisión sobre las principales estrategias que se utilizan en la rehabilitación del ictus, repasando las terapias más convencionales de neurofacilitación y teorías del reaprendizaje motor orientado a la tarea hasta las más novedosas. Asimismo se hace una revisión de entrenamiento del Core Stability y se pone especial atención en las posibilidades que ofrece la actividad física dentro del proceso de rehabilitación, destacando el papel del entrenamiento de fuerza o fuerza-resistencia con sobrecargas excéntricas y el uso de poleas cónicas. La polea Conica es una máquina isoinercial que se usa para el entrenamiento de la actividad física. Está equipada con volantes de inercia que acumulan energía cinética usada posteriormente en la contracción excéntrica reforzando esta parte del movimiento. Su origen ocurre en la década de 1990 con el propósito de prevenir la pérdida de masa muscular y entrenar en situación de hipogravedad en los vuelos espaciales prolongados. En la actualidad tiene múltiples usos en el ámbito del deporte, debido a las ventajas que tiene el entrenamiento excéntrico. Algunos estudios apoyan el entrenamiento con sobrecarga excéntrica como una herramienta eficaz para una rehabilitación efectiva tras un ACV.

Por último, a partir de la hipótesis principal: “El entrenamiento del tronco o Core mediante ejercicios con sobrecargas excéntricas del Core Stability mejoran el control y la función del tronco y del equilibrio dinámico en sedestación y bipedestación en la fase subaguda del ictus, los cuales son prerequisites indispensables para obtener un óptimo equilibrio y control postural en la bipedestación, la marcha y las actividades de la vida diaria”, se ha elaborado una propuesta de intervención en forma de ensayo clínico para comprobar su validez. A partir de aquí, se han descrito los objetivos del estudio, se ha desarrollado la metodología y los instrumentos de medida y se ha diseñado un programa de entrenamiento con sobrecargas excéntricas utilizando poleas cónicas, que deberá ser evaluado con el fin de obtener resultados que nos permitan validar o refutar la hipótesis principal.

Introducción

Justificación

Los accidentes cerebrovasculares son una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en adultos en el mundo desarrollado y la principal causa de discapacidad en los países industrializados. La incidencia de ictus es de aproximadamente un millón de casos por año en la Unión Europea y los supervivientes pueden sufrir severos déficits neurológicos como hemiparesia, trastornos de la comunicación, déficits cognitivos o trastornos de la percepción visuo-espacial. Todos estos trastornos provocan un importante impacto en la vida del paciente y considerables costes en los servicios sociosanitarios (Belda-Lois J-M, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC & D, 2011). Se estima que el ictus consume entre el 3-4 % del gasto sanitario en países de rentas elevadas, distribuyéndose el 76% de los costes en el primer año tras el evento, concentrándose en costes hospitalarios (563). Teniendo en cuenta que el mayor coste del ictus es la discapacidad, si esta disminuye se reduce el coste sanitario (J.-F. Spieler & Amarenco, 2004), (J. F. Spieler, Lanoë, & Amarenco, 2004).

El determinante más importante del coste del ictus es el estado de discapacidad, por lo que cualquier intervención en fase aguda y subaguda que reduzca la discapacidad será probablemente coste-efectiva.

Tras la fase aguda, la neurorrehabilitación representa la única oportunidad de mejora para los pacientes que presentan una discapacidad residual tras el ictus. La neurorrehabilitación se ha definido como el conjunto de métodos que tiene por finalidad recuperar las funciones neurológicas perdidas o disminuidas como consecuencia de un daño cerebral o medular. En los pacientes que han sufrido un ictus, los métodos empleados en la neurorrehabilitación aprovechan la plasticidad cerebral para mejorar o normalizar los déficit neurológicos y funcionales (Murie-Fernández, Irimia, Martínez-Vila, John Meyer, & Teasell, 2010).

Los pacientes con discapacidad por ictus han de tener acceso a un equipo multidisciplinario de rehabilitación que aborde la disfunción neurológica en conjunto, tratando de mejorar todas las áreas afectas. Este equipo puede estar integrado por médicos dedicados a la neurorrehabilitación, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, logopedas, neuropsicólogos, ortopedas, personal de enfermería y trabajadores sociales.

La *Estrategia en ictus del Sistema Nacional de Salud* (Matías-Guiu, 2009), establece y desarrolla una serie de líneas estratégicas; en cada una de ellas plantea una serie de objetivos generales, objetivos específicos y recomendaciones. En dos de las líneas estratégicas se hace referencia de forma específica a la rehabilitación en el ictus.

En la línea estratégica denominada “Rehabilitación y reinserción” (punto 2.3), se establece como objetivo general “Aumentar el porcentaje de pacientes con ictus que son integrados plenamente en su vida personal y social”. En la mejora de la evolución funcional y reducción de la discapacidad, la rehabilitación desempeña un papel fundamental. La declaración de Helsingborg (Kjellström, Norrving, & Shatchkute, 2007) fija como objetivo que el 70% de los supervivientes de un ictus sean independientes a los 3 meses.

El control del tronco y equilibrio en sedestación y bipedestación son predictores del futuro estado funcional de los supervivientes de ICTUS. El control de tronco se define como la capacidad de los músculos del tronco para permitir al cuerpo permanecer en posición vertical, ajustar el cambio de peso y realizar movimientos selectivos a fin de mantener el centro de masa dentro de la base de apoyo durante los ajustes posturales estáticos y dinámicos, siendo un requisito para el control de las extremidades, balance y marcha (Davies, 1990), (Verheyden, Nieuwboer, De Weerd, & Arnold, 2006).

Estudios actuales han demostrado que los movimientos del tronco en personas con ACV son ejecutados por el tronco superior con mínima inclinación anterior de pelvis, evidenciando alteraciones en la movilidad y la estabilidad de este segmento (Messier, Bourbonnais, Desrosiers, & Roy, 2004). Estas alteraciones aumentan el riesgo de caídas, lo que resulta en altos costos económicos y problemas de participación social en esta población (Lamb, Ferrucci, Volapto, Fried, & Guralnik, 2003), (Harris, Eng, Marigold, Tokuno, & Louis, 2005), (Belgen, Beninato, Sullivan, & Narielwalla, 2006).

El control del tronco y equilibrio en sedestación es necesario para ser independiente y realizar actividades de la vida diaria como puede ser vestirse o asearse, por este motivo debe ser el primer objetivo que conseguir en el tratamiento de la rehabilitación neurológica.

Sin embargo, a pesar de las pruebas convincentes de que el rendimiento del tronco es un importante predictor del resultado funcional después del ACV, las investigaciones que evalúan los resultados de la rehabilitación específica de este segmento son limitadas (Duarte et al., 2002), (Hsieh, Sheu, Hsueh, & Wang, 2002). No se han realizados estudios de calidad sobre la efectividad de un programa de ejercicios del tronco mediante ejercicios de potenciación muscular posterior al ACV. Si que hay alguna evidencia que existe una transferencia entre el equilibrio del tronco y la marcha (Gjelsvik et al., 2014), (Chung, Lee, & Hwang, 2014).

Los músculos del tronco se deterioran en ambos lados del cuerpo en pacientes con ACV, existiendo debilidad de los músculos flexores, extensores y rotadores bilaterales de tronco (Fujiwara, Sonoda, Okajima, & Chino, 2001).

En pacientes con accidente cerebrovascular, los músculos de la pared abdominal se vuelven notablemente débiles y asimétricos. A medida que las secuelas de los pacientes con ictus van avanzando hacia la fase crónica, más aumenta la disimetría de los músculos abdominales, especialmente en el transversal del abdomen (Seo, Lee, & Kwon, 2013). Estos hallazgos pueden hacer pensar que si se trabaja dicha musculatura abdominal en la fase subaguda del ictus y se sigue trabajando en fases posteriores dicha asimetría no se produciría o en todo caso disminuiría.

Cabanes-Valdes R (2013) realizó una revisión sistemática para determinar el grado de evidencia existente hasta el momento sobre la efectividad de los ejercicios de tronco o *Core Stability* en la mejora del control de tronco y equilibrio dinámico en sedestación. Una vez realizada la revisión se detectaron deficiencias metodológicas de los estudios en la misma, como por ejemplo el número reducido de participantes, la edad de los individuos (más jóvenes que la media española de los pacientes con ictus), todos los estudios eran unicéntricos, la progresión y descripción de los ejercicios no estaba bien definida, la falta de enmascaramiento (especialmente en cuanto a la evaluación de los resultados) y la pauta o dosis óptima de la intervención experimental. Es por ello que Cabanes-Valdes R (2013) decidió diseñar y realizar un ensayo clínico aleatorio (ECA) para solventar las deficiencias metodológicas detectadas y proporcionar una evidencia y de mayor calidad sobre los efectos de los ejercicios de tronco o *Core Stability*. Se analizaron un total de 11 estudios con 317 participantes. Los ejercicios de entrenamiento del tronco mostraron una evidencia moderada para mejorar el rendimiento del tronco y el equilibrio dinámico al sentarse. Se concluye que Los ejercicios de entrenamiento del tronco, realizados con superficies estables o inestables, podrían ser una buena estrategia de rehabilitación y podrían ayudar a mejorar el rendimiento del tronco y el equilibrio dinámico al sentarse después de un ictus (Cabanes-Valdés, Cuchi, & Bagur-Calafat, 2013).

El ejercicio físico con sobrecarga muscular en pacientes con accidentes cerebrovasculares se ha considerado durante mucho tiempo una herejía porque argumentaban que podía aumentar la espasticidad (Boudarham et al., 2014); además, se argumentaba que ya que la lesión es cerebral y afecta al control motor voluntario, el músculo que está sano es probable que

recupere su fuerza en cuanto se restablezca el control motor. Un meta-análisis reciente concluye que es posible incluir programas de rehabilitación de fortalecimiento muscular para la función motora ya que no existe correlación entre el aumento de la fuerza muscular y el aumento de la espasticidad (Abdollahi, Taghizadeh, Shakeri, Eivazi, & Jaberzadeh, 2015).

En el nivel energético, el refuerzo muscular excéntrico que forma parte de muchas actividades de la vida diaria es mejor tolerado y gasta menos energía (Eng, Lomaglio, & Macintyre, 2009).

Aun así, este tipo de contracción es difícil de producir por los pacientes porque es susceptible de generar microlesiones musculotendinosas (Guilhem, Cornu, & Guével, 2010).

El entrenamiento excéntrico es uno de los métodos de entrenamiento para fortalecimiento muscular que utiliza contracciones musculares que implican el alargamiento del músculo mientras se somete a tensión. Estimula el crecimiento de las células musculares estimulando la síntesis de colágeno (Pollock et al., 2014). El ejercicio excéntrico induce mayores ganancias de fuerza que los programas de entrenamiento concéntrico o isométrico estimulando la hipertrofia muscular, aumentando la longitud de los fascículos y promoviendo la activación neural (A. Pollock et al., 2014).

La literatura médica es escasa sobre el efecto del entrenamiento excéntrico en pacientes con hemiparesia después de un accidente cerebrovascular (Nishikawa, Lindstedt, & LaStayo, 2018). Lattouf NA et al, estudiaron el papel del ejercicio excéntrico en el fortalecimiento de los músculos de las extremidades inferiores y observaron una diferencia significativa entre los grupos en el 6MWT para pacientes postictus (Lattouf, Tomb, Assi, Maynard, & Mesure, 2021). Actualmente no hay estudios que proporcionen información detallada respecto a los beneficios que puede aportar el entrenamiento con sobrecargas excéntricas en el control del tronco en sedestación, en bipedestación y la transferencia en mejora de la marcha en pacientes postictus en fase subaguda. Es por ello que resulta necesario desarrollar un protocolo de intervención con poleas inerciales para este tipo de pacientes.

ICTUS

Definición

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define el ictus como una patología cerebrovascular caracterizada por el inicio rápido de síntomas clínicos de disfunción cerebral focal o global, que tienen una duración mayor a 24 horas o que conducen a la muerte, sin otra causa aparente que una lesión vascular (Carcamo-Mejía et al., 2016). Otros términos sinónimos para este cuadro son los términos ictus, ataque cerebral o *stroke* (A, 2010).

Por otro lado, la Sociedad Española de Neurología (SEN) define que las enfermedades cerebrovasculares o ictus están causadas por la afectación del flujo sanguíneo cerebral, la cual altera de manera transitoria o permanente el funcionamiento de una o varias áreas del encéfalo (J. Álvarez Sabín, A. Rovira Cañellas, C. Molina, 2006).

Clasificación

Existen diferentes clasificaciones de los ACV en función del perfil evolutivo, de las características de la neuroimagen, la naturaleza, el tamaño y la topografía de la lesión, el mecanismo de producción y la etiología (J. Álvarez Sabín, A. Rovira Cañellas, C. Molina, 2006), (Sobrino García et al., 2013),

Según la naturaleza de la lesión;

- **ICTUS ISQUÉMICOS (80-85% casos)** se producen por una disminución del aporte sanguíneo cerebral de forma total (isquemia global) o parcial (isquemia focal).

En función de la extensión de la lesión se clasifican en:

- **Isquemia cerebral focal:** afectación de una zona del encéfalo secundario a un trastorno del flujo circulatorio. La alteración puede ser cuantitativa, cantidad de sangre que se aporta al parénquima encefálico (trombosis, embolia); o cualitativa, estado de la calidad de la sangre (anemia, policitemia, trombocitopenia) (Alzamora et al., 2008).
- **Isquemia cerebral global:** etiológicamente se debe al déficit importante, rápido y breve del aporte sanguíneo total al encéfalo. La disminución del flujo sanguíneo por debajo de los niveles mínimo afecta de manera simultánea a los hemisferios cerebrales de manera difusa con o sin lesión asociada del tronco encéfalo y el cerebelo

En función de la duración de los déficits secundarios al proceso isquémico focal

- **Ataque isquémico transitorio (AIT):** episodio breve de disfunción neurológica cuyos síntomas clínicos presentan una duración inferior a una hora (habitualmente entre 10-15 minutos). Se caracteriza por la desaparición espontánea de dichos síntomas, además de que la interrupción transitoria del flujo cerebral regional no deja lesión cerebral ni evidencia de infarto en las técnicas de imagen (Arana & cols, 2011)

- **Infarto cerebral o ictus isquémico:** Se define como el déficit neurológico durante más de 24 horas debido a la alteración del aporte circulatorio a un área encefálica y consecuentemente la presencia de una necrosis tisular. El mecanismo siempre es la oclusión del flujo sanguíneo cerebral regional, pero dependiendo del mecanismo de producción hablamos de ictus isquémico de mecanismo trombótico (por un trombo formado in situ), embólico (cuando el trombo proviene de otra zona del cuerpo, generalmente del corazón) o hemodinámico (cuando el compromiso se debe a la interrupción brusca del flujo sanguíneo cerebral resultante de la caída de la presión arterial de perfusión) (Arana & cols, 2011).

Según la causa subyacente

Se distinguen varias categorías clínicas de infarto cerebral. Se suelen considerar los siguientes subtipos etiológicos:

- **Infarto aterotrombótico o arterioesclerosis de grandes vasos:** infarto por lo general de tamaño medio o grande, de topografía cortical o subcortical y localización carotídea o vertebrobasilar, en un paciente con uno o varios factores de riesgo vascular cerebral. En dicha clínica es imprescindible, o bien la existencia de arterioesclerosis generalizada, coexistente de una cardiopatía isquémica y/o una enfermedad vascular periférica; o la evidencia mediante técnicas invasivas (angiografía) o no invasivas (Doppler) de una estenosis de las arterias cerebrales >50%, o <50% del diámetro laminar con más de dos factores de riesgo (González Méndez, Blanco Aspizau, Mora González, & Márquez Hernández, 2019).
- **Infarto cardioembólico:** infarto por lo general de tamaño medio (1,5 a 3 cm) o grande (>3 cm), de topografía cortical, con presentación instantánea (en minutos) o aguda (en horas) de la focalidad neurológica y máximo déficit neurológico en las primeras fases de la enfermedad. Se presenta con síntomas de vigilia y es imprescindible la presencia de cardiopatía embolígena demostrada en ausencia de estenosis u oclusión arterial significativa (Díaz Guzmán, 2012).
- **Infarto cerebral de tipo lacunar o enfermedad arterial de pequeños vasos:** infarto de pequeño tamaño (<1,5 cm de diámetro) de una arteria perforante cerebral, que desemboca clínicamente en un síndrome lacunar en un paciente con antecedentes de HTA u otros factores de riesgo vascular cerebral. Dicho síndrome se caracteriza por hemiparesia motora pura, síndrome sensitivo motriz, hemiparesia atáxica y disartria (Cardona Portela & Escrig Avellaneda, 2018).
- **Infarto cerebral de causa rara:** infarto de pequeño, mediano o gran tamaño, de localización cortical o subcortical, en el territorio carotídeo o vertebrobasilar en un paciente en el que se ha descartado el origen arterotrombótico, cardioembólico o lacunar. Suele ser consecuente de un trastorno sistémico (conectivopatía, infección, neoplasia, síndrome mieloproliferativo, alteraciones metabólicas, de coagulación, etc.) o por

otras enfermedades como displasia fibromuscular, aneurisma secular, malformación arteriovenosa, trombosis venosa cerebral, etc.(Rodríguez Lucci & Ameriso, 2018).

- **Infarto cerebral de origen indeterminado:** infarto cerebral de tamaño medio o grande, de localización cortical o subcortical, en el territorio carotídeo o vertebrobasilar, en el cual, tras realizar un estudio diagnóstico, se han descartado la etiología arterotrombótica, cardioembólica, lacunar o de causa rara (Rodríguez Lucci & Ameriso, 2018).

Para definir la etiología, es necesario realizar una anamnesis y una exploración física exhaustivas, estudios de neuroimagen (TC o RM), estudios neurovasculares (ultrasonografía de troncos supraaórticos y transcraneal, angiografía por RM, angiografía por TC o angiografía cerebral si fuera preciso), estudios cardiológicos y estudios de hemostasia.

Según su localización

Los infartos cerebrales también se pueden clasificar según su topografía. Dependiendo del vaso afectado, la localización del infarto será distinta y los síntomas y signos serán asimismo diferentes. Una clasificación topográfica sencilla y ampliamente difundida es la del “Oxfordshire Community Stroke Project”, propuesta en 1991 (Bamford, Sandercock, Dennis, Warlow, & Burn, 1991)

- **Infarto completo de la circulación anterior**, en inglés, Total Anterior Cerebral Infarction (**TACI**). Constituye el 15% de los infartos cerebrales y es la causa etiológica más frecuentemente es la embólica. A nivel clínico presenta la combinación de déficit motor o sensitivo homolateral asociado a alteraciones de las funciones superiores (afasia, discalculia, alteración visuo-espacial) y hemianopsia homónima
- **Infarto parcial de la circulación anterior**, en inglés, Partial Anterior Cerebral Infarction (**PACI**). Es el más frecuente (35%). Las dos causas etiológicas más comunes son los mecanismos de cardioembolia y aterosclerosis, en proporción similar. Incluye dos de las 3 características clínicas presentes en el anterior.
- **Infarto lacunar**, en inglés, Lacunar Infarction (**LACI**). La frecuencia descrita es del 25%. Las causas etiológicas más frecuentes son la lipohialinosis asociada a hipertensión arterial y los microateromas. A nivel clínico no existe evidencia de disfunción cerebral superior ni hemianopsia y se está presente al menos una de las siguientes alteraciones: hemiparesia pura, síndrome hemisensitivo, síndrome sensitivo-motor, hemiparesia atáxica, disartria-mano torpe o atípicos: movimientos anormales focales y agudos (hemicorea/hemibalismo).
- **Infarto de la circulación posterior**, en inglés Posterior Circulation Infarction (**POCI**), tiene una frecuencia descrita del 25%. La causa etiológica más frecuente es la aterosclerosis. A nivel clínico presenta alguna de las siguientes alteraciones clínicas: parálisis ipsilateral de pares craneales con déficit motor y/o sensitivo contralateral; déficit motor y/o sensitivo bilateral (no medular);

alteración de los movimientos conjugados oculares; disfunción cerebelosa o hemianopsia homónima aislada

- **Ictus hemorrágicos (15-20% casos)** se producen cuando hay rotura de un vaso sanguíneo y extravasación de sangre en el parénquima (hemorragia cerebral) o en el espacio subaracnoideo (hemorragia subaracnoidea).

Dependiendo de donde se localice distinguimos:

- **Hemorragia intracerebral (HIC):** consiste en la acumulación de contenido hemático dentro del parénquima encefálico debido a la interrupción de una arteria o arterial cerebral. Este contenido puede tener o no comunicación ventricular y/o a espacios subaracnoideos (Álvarez Sabin & Masjuan Vallejo, 2013).
- **Hemorragia subaracnoidea (HSA):** puede ser de origen traumático o no (HSA espontánea) (Álvarez Sabin & Masjuan Vallejo, 2013).
- **Hematoma subdural y epidural;** suelen ser secundarios, en mayor medida, a un traumatismo craneal (Álvarez Sabin & Masjuan Vallejo, 2013).

Epidemiología del Ictus

El conocimiento y análisis de los datos epidemiológicos del ictus nos permite cuantificar la magnitud e impacto de la enfermedad sobre el sistema sanitario y la sociedad y nos ayuda a poder realizar una mejor planificación y evaluación de mejoras de las políticas sanitarias.

Las cifras de incidencia, prevalencia, mortalidad, discapacidad y gasto sanitario asociadas al ictus, han convertido esta patología en una de las prioridades de nuestro sistema sanitario y un problema de salud importante en el mundo occidental. Así se refleja en el desarrollo de la Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud, orientada a mejorar y homogeneizar la atención del ictus en nuestro país (Matías-Guiu, 2009).

El ictus es la segunda causa de muerte y la primera causa de discapacidad en Europa^{1,2}. Entre un 20 y un 35% de los pacientes fallecen durante el primer mes tras el ictus, y aproximadamente un tercio de los sobrevivientes pierde su autonomía³⁻⁵.

Según los datos presentados en 2022 por el reporte epidemiológico “The Global Stroke Fact Sheet”, el ictus es la tercera causa de pérdida de Años de Vida Ajustados por Discapacidad (AVAD), medida que estima los años de vida activa perdidos por muerte o discapacidad, lo que supone un gran impacto en la sociedad y una alta carga económica para los sistemas sanitarios (Feigin et al., 2015).

Incidencia

Actualmente, la OMS sitúa la incidencia mundial del ictus en aproximadamente 200 casos por 100.000 habitantes al año, datos que difieren según el país analizado (Feigin, Norrving, & Mensah, 2017a). Por ejemplo, a nivel europeo existen diferencias notables en la incidencia entre los distintos países, siendo esta menor en países del sur de Europa, entre los que se encuentra España.

En Europa la incidencia estandarizada por edad en individuos con edad superior a los 65 años se encuentra entre 95 y 290 casos por cada 100.000 habitantes y año, 8 siendo las tasas de 1,2

a 2 veces superiores en hombres que en mujeres en todos los países europeos, datos que coinciden con cifras de otros países fuera de Europa (Stevens E. et al, 2014).

Los datos específicos para España, confirman que el ictus isquémico es una patología grave y de una alta incidencia, calculándose en torno a 200 casos anuales por 100.000 habitantes (Oukhoya, Sandali, & Cheriti, 2015), (Díaz-Guzmán et al., 2009), (Díaz-Guzmán et al., 2012) Al igual que en otros países, es destacable la amplia variabilidad geográfica, con tasas que oscilan entre 120 y 350 ictus por 100000 hab/año (Díaz-Guzmán et al., 2012). La incidencia en Cataluña varia según autores va de 137 a 206 por 100.000 Alzamora y Marrugat (Alzamora et al., 2008), (Marrugat et al., 2007). Las tasas se multiplican por 10 en la población mayor de 75 años de edad (Albero, Martínez, Crespán, & Santa-Pau, 2006).

La edad media de los pacientes que sufren un ictus es de 70 años en hombres y 75 años en mujeres. La incidencia aumenta progresivamente con la edad, de manera que más de la mitad de afectará a sujetos mayores de 75 años. En pacientes menores de 45 años la incidencia es menor, del orden de 7-15 casos por 100.000 habitantes/año(Díaz-Guzmán et al., 2012).

Prevalencia

Se estima que el número de personas que viven con un ictus aumentará un 27 % entre 2017 y 2047 en la Unión Europea, principalmente debido al envejecimiento de la población y la mejora de las tasas de supervivencia. La prevalencia aumenta exponencialmente con la edad y en la mayoría de los países es mayor para los hombres que para las mujeres (64).

La prevalencia mundial del ictus en individuos mayores de 65 años oscila entre 46 y 72 casos por 1.000 habitantes, también mayor en varones (59 a 93 casos por 1.000 habitantes) que en mujeres (32 a 61 casos por 1.000 habitantes).

En España, la prevalencia estimada de ictus en el año 2006 fue del 6,4% en población de 70 años o más, con diferencias significativas en función del sexo (7,3% en hombres y 5,6% en mujeres) y del territorio (8,7% en zonas urbanas y 3,8% en rurales(Boix et al., 2006).

Mortalidad

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de defunción en el mundo y, según estimaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS), se cobran 18 millones de vidas cada año, 50.000 al día, 6,2 millones de esas muertes se debieron a los ictus (World Health Organization, 2014), (Mendis, Puska, & Norrving, 2011).

En la actualidad, la mortalidad tras un ictus en los diferentes países de la UE oscila entre 30 y 170 por 100.000 habitantes. El descenso de las tasas de mortalidad se debe a la mejora de los planes de acción sanitaria y a las mejoras en los tratamientos agudos

El ictus fue la segunda causa de muerte global en España, la tercera en hombres y la primera en mujeres . Los datos analizados arrojan una tasa de mortalidad asociada al ictus ajustada por edad de 25,1 por cada 100.000 habitantes (28,7 en hombres y 21,9 en mujeres)(Neurología, 2019).

Los factores pronósticos de supervivencia más importantes tras un ictus son: la edad, la preservación del estado de conciencia, la ausencia de patología vascular cerebral y la condición de salud previa y el tamaño de la lesión (Arana & cols, 2011).

Costes asociados a la atención del ictus

La implantación de un “equipo de ictus” en el hospital, con presencia de neurólogo de guardia y, especialmente, las Unidades de Ictus, son los recursos asistenciales más coste-efectivos para el ictus, pues mejoran significativamente los indicadores de calidad asistencial incluyendo la estancia media, la necesidad de ingreso hospitalario, la mortalidad hospitalaria, la readmisión hospitalaria temprana y la necesidad de institucionalización, lo que conllevaría una reducción del coste global del ictus (Álvarez-Sabín et al., 2004), (Fuentes B, 2007).

El retraso en el inicio del tratamiento neurorrehabilitador empeora el pronóstico funcional y la discapacidad de los pacientes y se asocia con una mayor tasa de institucionalización al alta, con porcentajes del 5,4% cuando el tratamiento se inicia en los 15 primeros días, y del 22,7% cuando se inicia más allá de 45 días tras el ictus (Murie-Fernández, Ortega-Cubero, Carmona-Abellán, Meyer, & Teasell, 2012).

En la UE, El coste asociado al ictus en 2015 se estimó en 45 000 millones de euros, incluidos los costes directos e indirectos de la prestación de cuidados y la pérdida de productividad. A medida que las poblaciones sigan creciendo y vivan hasta una edad más avanzada, se espera que los accidentes cerebrovasculares y sus secuelas a largo plazo, y los costos correspondientes, aumenten drásticamente.

La carga económica del ictus es asumida por la sociedad en su conjunto mediante pagos por impuestos y aportaciones a seguros, pero también significativamente por los propios supervivientes de ictus y sus familias y amigos. Dado que cabe esperar que el número de ictus y el número de supervivientes de ictus aumenten en los próximos decenios, el impacto económico del ictus requerirá más atención en lo que respecta a una planificación sanitaria y asignación de recursos eficaces (Di Carlo, 2009), así como a la carga económica que soportan los supervivientes de ictus y sus familiares y amigos.

Según el informe estadístico de las enfermedades cardiovasculares de la European Heart Network, en 2015 el coste total asociado al ictus en España se estimaba en 2.908 M€ (Wilkins et al., 2017). Casi la mitad del coste era sanitario (43%), mientras que los cuidados informales reflejaban un peso del 32% y las pérdidas de productividad laboral un 25% el coste anual de cada paciente con ictus incluyendo los costes directos (sanitarios y no sanitarios) e indirectos es de 27.711 € durante el primer año (Alvarez-Sabín et al., 2017). A partir de la estimación de nuevos casos anuales (71.780) realizada anteriormente, el coste anual de los nuevos casos de ictus en España se estima en 1.989 millones de euros (M€).

Teniendo en cuenta el número total de hospitalizaciones, que fue de 93.022 en el año 2017, y el coste medio por hospitalización por ictus por paciente (6.692 €) (Alvarez-Sabín et al., 2017), el coste total anual en hospitalizaciones por ictus en España se estima en 623 M€.

El coste directo sanitario del ictus suponía una media de 27 € por ciudadano, lo que representaba un 1% del gasto total sanitario (Wilkins et al., 2017). Los cuidados informales y las pérdidas de productividad laboral (debidas a la muerte o a la discapacidad) suponían de media 35 € por ciudadano (Stevens E. et al, 2014).

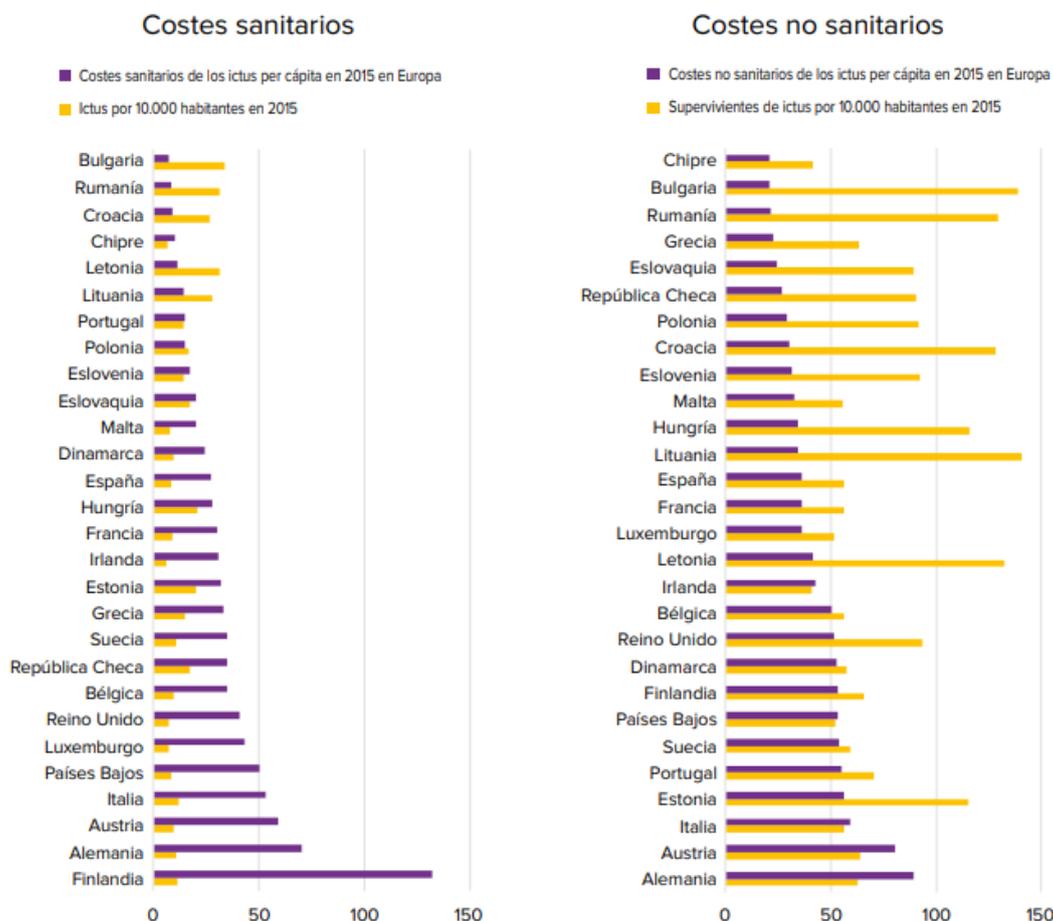


Ilustración 1: Costes sanitarios y no sanitarios de los ictus per cápita en 2015 en Europa, e incidencia y prevalencia brutas de ictus por 10.000 habitantes en 2015 (GBD 2015).

Secuelas del ICTUS

La AHA-SOC (*American Heart Association–Stroke Outcome Classification*), sistematiza los déficits neurológicos provocados por un ictus en seis áreas: motora, sensorial, visual, del lenguaje o comunicación, cognitiva o intelectual y emocional (Kelly-Hayes et al., 1998)

Área motora. Deficiencias Motoras

El AHA-SOC incluye en éste apartado la función de los nervios craneales, la fuerza y el tono muscular, los reflejos, el equilibrio y control postural, la marcha, la falta de coordinación en el movimiento y la apraxia y la pérdida de movimiento selectivo (Editor, 2012).

En función de la localización de la lesión, los déficits motores varían. En lo que se refiere a la debilidad muscular, normalmente se presenta en forma de hemiparesia y con mucha menor frecuencia en forma de monoparesia o tetraparesia. En la fase aguda de la enfermedad, suele estar presente en las extremidades superiores e inferiores del hemicuerpo contralateral a la lesión y en la musculatura del tronco y de la pelvis, lo que provoca asimetría (Geurts, De Haart, Van Nes, & Duysens, 2005).

Cuando aparece un ICTUS existen alteraciones en el reclutamiento y comportamiento de descarga de las motoneuronas, siendo estas el origen de la debilidad muscular (Beyaert, Vasa, & Frykberg, 2015).

La debilidad muscular provoca la activación muscular de patrones anormales que afectan sobre todo al lado parético y la falta de estabilidad del tronco produce movimientos compensatorios (133). Una pérdida del control selectivo del tronco podría llevar a limitaciones en la función de la mano, de la marcha, el equilibrio, la respiración y el habla (Verheyden et al., 2006),(Harley et al., 2006).

Las manifestaciones de la primera fase del ictus se observa hipotonía o flacidez e hiporreflexia de las extremidades afectadas que evolucionan hacia espasticidad e hiperreflexia, por este motivo es importante un buen tratamiento rehabilitador.

La hipotonía o flacidez es la disminución del tono muscular de forma generalizada o focal. La espasticidad es un trastorno sensitivomotor que aparece en la fase crónica del ictus, afectando alrededor del 35% de los sujetos que lo han sufrido (Sainz-Pelayo, Albu, Murillo, & Benito-Penalva, 2020).

La espasticidad fue definida por Lance como ‘un trastorno motor caracterizado por un aumento dependiente de velocidad en el reflejo de estiramiento muscular, también llamado miotático, con movimientos exagerados en los tendones, que se acompaña de hiperreflexia e hipertonia, debido a hiperexcitabilidad neuronal, y es uno de los signos del síndrome de la neurona motora superior(Sainz-Pelayo et al., 2020). La espasticidad en los pacientes con ictus se hace más evidente en reposo que en movimiento ya que no pueden reducir el tono muscular a niveles considerados normales y representa uno de los mayores impedimentos en estos pacientes (Hu, Suresh, Chardon, & Rymer, 2015). La espasticidad puede producir contracturas (Fergusson, Hutton, & Drodge, 2007) debido a la reducción de la Movilidad.

Dickstein estudió la actividad EMG bilateral de los músculos Recto anterior, oblicuo externo durante la flexión del tronco y, erecto espinal lumbar y dorsal ancho durante la extensión del tronco. Observó que halló que los ajustes posturales del Dorsal ancho, oblicuo externo y el recto anterior del abdomen eran más lentos, los músculos eran reclutados más tarde y con menos fuerza que los del lado no afecto. Por el contrario, los EE lumbares, que pueden clasificarse como extensores locales del tronco, parecen cumplir normalmente su función antigravitacional en ambos lados del cuerpo.(Dickstein, Shefi, Marcovitz, & Villa, 2004).

Seo et al observó En pacientes con accidente cerebrovascular que los músculos de la pared abdominal se contraían de forma asimétrica. A medida que las secuelas de los pacientes con ictus van avanzando hacia la fase crónica, más aumentaba la disimetría de los músculos abdominales, especialmente en el transversal del abdomen(Seo et al., 2013).

Al afectarse los nervios craneales en pacientes de ICTUS también presentan las siguientes alteraciones:

- **DISARTRIA**

La disartria después del ictus está causada por la debilidad de los músculos que se utilizan para hablar. Puede afectar a los músculos que se utilizan para mover la boca, la

lengua, los labios, los que controlan la respiración al hablar o los que contribuyen a la producción del discurso.

La disartria no afecta a la habilidad para encontrar palabras o comprender a los demás, a no ser que la persona tenga otros problemas de comunicación. Si una persona tiene disartria puede que su voz suene diferente y tenga dificultades de hablar de forma clara. Puede parecer que habla bajito y lentamente, y hay personas que encuentran difícil comprenderla. Si a la persona le cuesta controlar la respiración, lo mejor es que se exprese por grupos de palabras sin tener que pronunciar toda la frase entera (Yorkston, Strand, & Kennedy, 1996).

- **DISFAGIA**

La disfagia hace referencia a los problemas para tragar. Los problemas con la deglución son muy frecuentes después de un ictus. Casi la mitad de las personas que han sufrido un ictus tendrán dificultades para tragar durante las semanas posteriores a la enfermedad. Su presencia está asociada a graves complicaciones clínicas, como la neumonía broncoaspirativa. Se calcula que el riesgo de presentar una neumonía broncoaspirativa es tres veces superior en los pacientes con disfagia, elevándose hasta 11 veces si la disfagia es severa (Martino et al., 2005).

Area Sensorial. Déficits Sensoriales

Los síntomas sensoriales se presentan en el hemicuerpo contralateral a la lesión, se estima que un 80% de los pacientes presentan pérdidas sensoriales (Hocherman, Dickstein, & Pillar, 1984), como: dolor, temperatura, tacto, propiocepción, kinestesia (sentido del movimiento), parestesia (sentido de la vibración), estereognosia (capacidad de reconocer los objetos por su forma y solidez, sin verlo) y grafestesia (capacidad de reconocer, con los ojos cerrados, un número que el examinador escribe con un objeto de punta roma en la palma de la mano u otra parte del cuerpo) (Kauranen et al., 2013).

Deficiencias del control postural y equilibrio

El equilibrio es la facultad del ser humano de mantener la postura en sedestación o bipedestación y de conocer su orientación en el espacio y su posición

El equilibrio incluye dos sistemas definidos: un sistema sensorial (aférente) que es el encargado de recoger la información del entorno respecto de la posición del cuerpo en el espacio y organizarla; y un sistema motor, que se encarga, a partir de la información recibida, de generar una respuesta motora para mantener el equilibrio (Anne Shumway-Cook, 2017).

El componente sensorial del equilibrio lo forman:

- La visión.
- El sistema vestibular.
- El sistema somatosensorial (músculos, articulaciones, piel)(Anne Shumway-Cook, 2017).

Estos elementos participan en mayor o menor medida dependiendo del entorno en el que nos encontramos. Así, cuando estamos sobre una superficie firme, la información que recibimos proviene en un 70% del sistema somatosensorial, un 20% del sistema vestibular y un 10% de la visión; y cuando estamos sobre una superficie inestable, el 60% de la información nos la da el sistema vestibular, el 30% la visión y el 10% el sistema somatosensorial (Murie-Fernández et al., 2010).

La alteración del equilibrio, particularmente en bipedestación, es considerada una secuela del ictus, ya que la capacidad de equilibrar la masa corporal sobre la base de apoyo en diferentes tareas y condiciones del entorno es uno de los factores que más influyen en el desarrollo de las ABVDs. Por tanto, el entrenamiento del equilibrio en bipedestación puede ser uno de los componentes más significativos del proceso rehabilitador para este tipo de pacientes.

La alteración propioceptiva y debilidad muscular del tronco se encuentra correlacionado con el equilibrio y control postural (Di Monaco, Trucco, Di Monaco, Tappero, & Cavanna, 2010), (Jijimol, Fayaz, & Vijesh, 2013), (Karatas, Çetin, Bayramoglu, & Dilek, 2004) sobre todo en privación de la vista (Van Nes, Nienhuis, Latour, & Geurts, 2008) y cuando el sistema sensorial es estresado.

La presencia de alteraciones del equilibrio se ha relacionado directamente con un mal pronóstico de recuperación de las ABVDs, la marcha y con un alto riesgo de caídas (Löfgren, Nyberg, Österlind, & Gustafson, 1998).

En los pacientes con ictus también podemos encontrar asociadas las siguientes alteraciones (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009):

- **Ataxia:** Incoordinación para movimientos musculares voluntarios en ausencia de pérdida motora o sensorial. Se produce en lesiones cerebelosas, típicamente de la arteria cerebelosa postero-inferior.
- **Apraxia:** Discapacidad para llevar a cabo movimientos determinados. Es una alteración de las habilidades motoras aprendidas. Hay diferentes modalidades:
 - *Motora:* Alteraciones en la ejecución del movimiento, más allá del simple déficit motor, debidas a lesiones en el lóbulo frontal.
 - *Ideatoria:* Alteraciones en la planificación del acto motor. Los pacientes son capaces de realizar actos motores sencillos, pero no actos complejos. Se debe a lesiones en la mitad posterior del hemisferio dominante.

Se calcula que aproximadamente el 30% de los pacientes en la fase aguda de un ACV presentan algún grado de apraxia (Donkervoort, Dekker, Van Den Ende, Stehmann-Saris, & Deelman, 2000). Sin embargo, la falta de herramientas diagnósticas específicas, hace que exista una gran variabilidad en las prevalencias reportadas hasta ahora (Koski, Iacoboni, & Mazziotta, 2002). En general, se considera que las lesiones del hemisferio cerebral izquierdo presentan una incidencia de apraxias del 50%, mientras que las lesiones en el hemisferio derecho llegan al 10% (De Renzi, Motti, & Nichelli, 1980).

Alteraciones en la marcha

La marcha que deja como secuela un accidente cerebrovascular es, generalmente, la marcha hemipléjica, por afectación de la vía corticoespinal unilateral, en la cual la velocidad es más lenta, la longitud del paso más corta y existe asimetría debido a la retracción que presenta la pelvis. El paciente camina dibujando un semicírculo con la pierna que presenta la paresia a cada paso. El despegue del antepié se hace difícil debido a la tensión que persiste normalmente en el cuádriceps, siendo las fuerzas para la iniciación de la fase de balanceo inadecuadas

La disfunción al caminar es un problema importante para muchos sujetos que han sufrido un ACV (Jørgensen, Nakayama, Raaschou, & Olsen, 1995), ya que tiene una repercusión directa sobre la independencia para el desarrollo de las actividades diarias.

En el miembro inferior predomina un patrón extensor con hipertonia, mientras que en el miembro superior observaremos un patrón flexor. Es la hipertonia la que inhibe la flexión de rodilla durante la fase de oscilación o balanceo, generando movimientos de compensación en el paciente como elevación de pelvis, inclinación del tronco hacia el lado sano, abducción de cadera, cadera y rodilla en extensión acompañadas de un pie en equino; deformidad del pie en la que se encuentra permanentemente en flexión plantar, inversión y aducción. Al no ceder la sinergia extensora, la pierna se desplaza rígida hacia delante y el tobillo permanece en flexión plantar. En la fase de apoyo, se produce un apoyo con el borde externo del antepié mientras los dedos se mantienen flexionados (dedos en garra), siendo esta fase más corta de lo habitual. Se suele decir con respecto a estos pacientes que se mueven “en bloque”, esto es así porque carecen de la disociación pélvica y escapular. También, se presentan complicaciones a la hora de mover la cabeza durante la marcha. Así mismo, la distribución de la carga se verá afectada, estando disminuida en el lado pléjico. Como consecuencia, la pierna menos afectada realizará un mayor tiempo de apoyo y un acortamiento de la longitud del paso. Todo esto favorece el desequilibrio del paciente y produce un mayor gasto energético, provocando fatiga precozmente. Esto supone que el paciente no tenga una marcha automatizada y muchas veces, no sea capaz de realizar ninguna otra actividad mientras camina (Bisbe Gutierrez.M et. al, 2012).

Jorgensen et al. llevaron a cabo un estudio prospectivo con 804 pacientes que habían sufrido un ictus. En este estudio observaron que, inicialmente, el 51 % no tenía función para caminar, el 12 % podía caminar con ayuda y el 37 % tenía una función para caminar independiente.. Al final de la rehabilitación, el 21 % había muerto, el 18 % no tenía función de marcha, el 11 % podía caminar con ayuda y el 50 % tenía función de marcha independiente. La recuperación de la función de caminar ocurre en el 95% de los pacientes dentro de las primeras 11 semanas después del accidente cerebrovascular. El tiempo y el grado de recuperación están relacionados tanto con el grado de deterioro inicial de la función de la marcha como con la gravedad de la paresia del OI, $p < 0,0001$. Se puede hacer un pronóstico válido de la función de la marcha en pacientes con paresia de la pierna inicialmente nula/leve/moderada en 3 semanas, y no se debe esperar una mayor recuperación después de 9 semanas (Jørgensen et al., 1995).

Presencia del riesgo de caídas

Los factores que contribuyen a las caídas son multifactoriales, complejos e interrelacionados; factores intrínsecos individuales como las comorbilidades, comportamiento alterado, agitación o confusión, problemas de visión, delirio, debilidad muscular, incontinencia urinaria, alteración del equilibrio y factores transitorios como el tratamiento farmacológico (Spoelstra, Given, & Given, 2012).

El principal factor de riesgo de caída en el paciente con ictus es la falta de control postural y la movilidad reducida (Lamb et al., 2003). Existe además una importante relación entre estas alteraciones y los trastornos a nivel cognitivo (Tasseel-Ponche, Yelnik, & Bonan, 2015).

La debilidad muscular y la pérdida del control voluntario son signos predominantes inmediatamente tras el ictus. El déficit motor ocurre y resulta de lesiones en muchas regiones incluyendo el córtex motor, putamen, ínsula, córtex frontal y parietal y vías motoras

descendientes. El tronco del encéfalo y cerebelo involucrados en los procesos automáticos del control de marcha están intactos en el 90% del total de ictus (Beyaert et al., 2015).

hasta un 70% de las personas que viven en la comunidad después de un ACV sufren alguna caída durante el primer año (Batchelor, Mackintosh, Said, & Hill, 2012), siendo la mayoría de estas secundarias a la pérdida de equilibrio durante las transferencias y al caminar (Dobkin, 2005).

Área del lenguaje o comunicación

una de las secuelas importante del ictus es la afasia, que es el deterioro de los procesos complejos de interpretación y formulación del lenguaje simbólico debido al daño cerebral adquirido que afecta la red de estructuras corticales y subcorticales del hemisferio dominante del lenguaje. La afasia es un trastorno que afecta la comprensión auditiva, la lectura, el lenguaje oral y escrito. Por tanto supone una alteración del lenguaje expresivo y/o receptivo previamente adquirido debida a lesión cerebral (dando lugar a la afasia de Broca o no fluente, o a la afasia de Wernicke o fluente, respectivamente, con diversas combinaciones que dan lugar a más tipos de afasia, desde la afasia global a una afasia anómica residual (Echávarri & Pérez, 2000).

La afasia se produce en 21% a 38% de las personas con ACV (Berthier, 2005), (Engelter et al., 2006). En individuos diestros, la afasia secundaria al ACV es casi siempre consecuencia de lesiones en el hemisferio izquierdo y sólo raramente (2-10%) del hemisferio derecho. El daño vascular del hemisferio izquierdo, causal de afasia, generalmente comprende la corteza perisilviana y estructuras subyacentes como los ganglios basales, la cápsula interna y la sustancia blanca periventricular (Szaflarski, Allendorfer, Banks, Vannest, & Holland, 2013), que están perfundidos por la arteria cerebral media

la afasia implica problemas de comunicación que provoca alteraciones a distintos niveles, social, familiar, laboral, y puede acarrear bajada de la autoestima, desesperanza y depresión (Fernández, Viqueira, & Rivera, 2016).

Área visual.

Algunos pacientes pueden presentar hemianopsia homónima que es la pérdida total de visión en la mitad del campo visual contralateral a la lesión (J. Álvarez Sabín, A. Rovira Cañellas, C. Molina, 2006) también pueden presentar diplopía. Independientemente del tipo de alteración visual, estas tienen una gran influencia en el proceso rehabilitador e influyen directamente en las alteraciones del equilibrio, la marcha y en el riesgo de caídas (Moreno-Palacios et al., 2017).

Rehabilitación post-ictus

La recuperación de las secuelas después de un ACV se produce con la combinación de diferentes procesos:

1. **Restitución áreas de penumbra no infartadas:** La penumbra es un tejido cerebral en riesgo de ser afectado de forma irreversible pero potencialmente viable que recibe un nivel de flujo sanguíneo cerebral variable (disminuido, normal o aumentado) presentando una alteración funcional, principalmente de su metabolismo, producida por varios mecanismos como los fenómenos de no reflujo, el daño de reperfusión, trastornos hemodinámicos, la depresión repetitiva propagada, la muerte neuronal tardía, el daño neural lentamente progresivo, la deafferentación (diasquisis), entre otras alteraciones diferentes a una simple lesión por fallo energético que actúan durante un período de varios meses.
2. **Resolución de la diasquisis:** La diasquisis es un fenómeno fisiológico basado en la depresión reversible de funciones conectadas anatómica o funcionalmente al área lesionada. Su estudio ha adquirido especial interés a partir del avance en las técnicas de neuroimagen funcional en las dos últimas décadas, y por su posible participación en la recuperación de funciones.
3. **Neuroplasticidad:** La Plasticidad Cerebral es la capacidad de las células nerviosas para formar nuevas redes neuronales, como consecuencia de estímulos ambientales (experiencias) o de daño. Es decir, sería la capacidad del sistema nervioso de moldearse con el aprendizaje, ya que se sabe que cada vez que aprendemos algo nuevo se forman conexiones. Y cuando practicamos algo, se refuerzan las existentes. El objetivo es conseguir una mejor adaptación funcional al medio ambiente, en condiciones tanto normales como patológicas. Esta propiedad del sistema nervioso le permite adaptarse continuamente a las experiencias vitales. El cerebro es extremadamente plástico, por lo que puede adaptar su actividad y cambiar su estructura de forma significativa a lo largo de la vida. Este proceso es el aprendizaje, y se produce a cualquier edad y a lo largo de toda la vida. Las neuronas del cerebro modulan tanto la entrada de información como la complejidad de las respuestas (Dobkin & Carmichael, 2016).

La mayor parte de los procesos de recuperación después de un ICTUS se producirá dentro de las primeras 12 semanas, por este motivo es importante intervenir en este periodo (Mansfield et al., 2011).

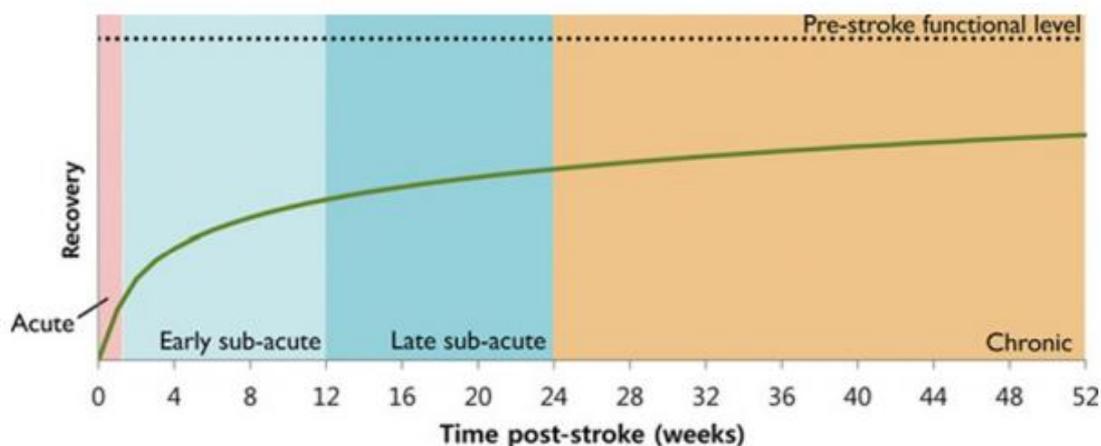


Ilustración 2 Curva estereotipada de recuperación del ictus.

La línea verde continua representa la relación entre la recuperación funcional tras un ACV y el tiempo, mientras que la línea punteada muestra el nivel funcional previo, pudiéndose apreciar que es precisamente durante las primeras 12 semanas donde la recuperación es máxima (Mansfield et al., 2011)

La primera semana después del accidente cerebrovascular es la etapa aguda de recuperación, donde las mejoras en la función se deben principalmente a procesos de reparación espontánea procesos.

la fase subaguda temprana (hasta 3 meses después del ictus) y subaguda tardía (hasta 6 meses después del ictus) representan un momento crítico para la recuperación, ya que es durante este periodo que se produce la reorganización anatómica y funcional tras la resolución de la diátesis; por lo tanto, este es el momento en el que la presencia de los servicios de rehabilitación es crucial. Finalmente, durante la etapa crónica (> 6 meses después del ictus) la recuperación comienza a estabilizarse y las posibles mejoras son menos evidentes (Mansfield et al., 2011).

La rehabilitación es un proceso limitado en el tiempo, cuyo objetivo es prevenir complicaciones y reducir el déficit neurológico a fin de conseguir la máxima capacidad funcional posible para facilitar la autonomía personal y la reintegración familiar y sociolaboral. La rehabilitación ha de iniciarse de forma precoz y coordinada y mantenerse durante las diferentes fases de la atención sanitaria (Belda-Lois J-M, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC & D, 2011).

Factores que influyen en la rehabilitación post-ictus

La rehabilitación es un proceso complejo. Además del propio paciente y su familia, en la rehabilitación participa un equipo multidisciplinario que puede estar integrado por médicos especialistas en rehabilitación, fisioterapeutas, Preparadores físicos, terapeutas ocupacionales, logopedas, neuropsicólogos, personal de enfermería y trabajadores sociales. Todos ellos trabajan conjuntamente para conseguir los objetivos previamente consensuados con el paciente (Matías-Guiu, 2009).

El objetivo de la neurorehabilitación es mejorar la discapacidad de los pacientes para que puedan reintegrarse, y en las mejores condiciones, a su vida personal, laboral y social. Hay una serie de factores modificables que influyen decisivamente en la recuperación funcional de los pacientes que han sufrido un ictus, entre los que destacan:

- **Inicio precoz:**

En los últimos años, nuestra comprensión del aprendizaje motor, la neuroplasticidad y la recuperación funcional ha aumentado significativamente. El cerebro posee un conjunto de capacidades intrínsecas para reaccionar como un sistema dinámico. Esta capacidad de cambio se encuentra exacerbada inmediatamente tras el ictus, donde el cerebro busca de forma espontánea nuevas rutas, lo cual supone una gran oportunidad para potenciar el proceso de recuperación.

La evidencia científica nos indica que la rehabilitación temprana tras un ictus es de vital importancia. La neurobiología cerebral sugiere que el entrenamiento temprano, en la dosis correcta, ayuda a la recuperación. Algunos estudios nos indican que el trabajo de rehabilitación se debería de intentar implementar dentro de los 7 días posteriores al accidente cerebrovascular, ya que presentan un menor grado de discapacidad y refieren una mayor calidad de vida a largo plazo (Bernhardt, Godecke, Johnson, & Langhorne, 2017).

Muchas de las complicaciones clínicas durante la primera semana tras el ictus están relacionadas con la inmovilidad. Para ello, se recomienda favorecer lo antes posible la movilización y la sedestación, ya que ayudan a evitar retracciones y complicaciones respiratorias respectivamente. Como criterio a tener en cuenta, es preciso tolerar esa movilización temprana. Es importante contemplar todas las posibles razones que puedan hacer imperativo el retrasar el inicio de la rehabilitación dentro de la primera semana.

La seguridad es capital a la hora de decidir iniciar un proceso de rehabilitación precoz. recientes estudios no han demostrado beneficios de iniciar la rehabilitación antes de las 24 horas del ictus (Bernhardt et al., 2017).

- **Intensidad:** Existe evidencia de que la intensidad del tratamiento rehabilitador influye en el resultado funcional del paciente siempre y cuando este lo tolere. Se ha evidenciado una relación directa entre el tiempo de terapia durante la fase subaguda del ictus y la independencia para la realización de las ABVDs y la capacidad de la marcha independiente (Kwakkel et al., 2004).
- **Duración:** Se debe tener en cuenta que, a pesar de que el mayor grado de recuperación se da durante los primeros tres meses tras la lesión, el tratamiento rehabilitador debería mantenerse durante los primeros 6 meses post ictus e incluso, aunque no de manera tan intensiva, durante el primer año (Green, Young, Forster, Collen, & Wade, 2004).
- **Continuidad:** Este aspecto está estrechamente relacionado con la duración. La atención sanitaria del paciente que ha sufrido un ictus, debería, en la medida de lo posible, incluir programas comunitarios de rehabilitación que den respuesta de continuidad durante la fase crónica, ya que precisamente los programas de

rehabilitación en esta fase han demostrado disminuir el riesgo de deterioro funcional y favorecer el mantenimiento de una mayor independencia para las ABVDs (Aziz et al., 2008).

- **Evaluación continua:** Para que un programa rehabilitador sea efectivo y eficaz, este debe ser dinámico, lo que significa que debe modificarse continuamente en función de los avances obtenidos por el paciente. Para ello, es importante evaluar de forma seriada en el tiempo los déficits neurológicos y funcionales, además de la presencia de complicaciones. De forma general, se aconseja centrar dicha valoración en la CIF (Jiménez Buñuales, González Diego, & Martín Moreno, 2002). La medida objetiva de cada uno de estos aspectos, en la medida de lo posible mediante escalas válidas y fiables, nos ayuda a identificar los problemas, establecer los objetivos, determinar las intervenciones, controlar la efectividad de estas últimas y evaluar los resultados obtenidos, para de esta forma replantear los objetivos iniciales si fuera necesario.

Fases y Ámbitos de asistencia en la rehabilitación del ictus

1. **Fase de hospitalización en fase aguda.** La rehabilitación debe iniciarse de forma precoz e integrada en una asistencia organizada como la unidad de ictus. En la fase aguda, se ha de planificar la derivación más adecuada para cada paciente de cara al alta hospitalaria: servicios específicos de rehabilitación hospitalaria, servicios de rehabilitación ambulatoria, atención a domicilio y centros de media o larga estancia. Una vez que el paciente está médicamente estable, debe iniciarse el plan de rehabilitación multidisciplinaria y por objetivos.
2. **Ámbitos de rehabilitación en fase subaguda.** En esta fase, dependiendo de la situación clínica y/o social del paciente, el proceso de rehabilitación puede llevarse a cabo de las siguientes maneras:
 - **Rehabilitación hospitalaria.** Para individuos con discapacidad moderada o grave en dos o más áreas funcionales, que precisan cuidados de enfermería y que tienen unas condiciones médicas y cognitivas que les permiten participar en terapias de alta intensidad con el objetivo de superar la discapacidad y retornar a su medio habitual.
 - **Rehabilitación ambulatoria.** Pacientes sin déficit cognitivos importantes, con discapacidades leves o moderadas en una o dos áreas funcionales, con adecuado apoyo sociofamiliar y posibilidad de desplazamiento al servicio de rehabilitación.
 - **Atención domiciliaria.** Indicada para individuos con discapacidad moderada-grave y apoyo sociofamiliar suficiente para poder estar en casa, con dificultades de desplazamiento al servicio de rehabilitación.
 - **Centro o residencia de media o larga estancia.** Individuos en situación de discapacidad en actividades básicas, incapaces de tolerar tratamientos intensos y sin apoyo sociofamiliar suficiente como para prever el regreso al domicilio a medio plazo (Belda-Lois J-M, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC & D, 2011).

Fisioterapia en la rehabilitación del ictus

Teoría del Control Motor. Enfoque Neurofacilitador

- **Método Bobath o del Neurodesarrollo**, desarrollado por Karl y Berta Bobath a mitad de los años 70. Dicho método persigue el aumento del tono muscular, alternando técnicas de inhibición del movimiento patológico con técnicas de facilitación de reacciones de enderezamiento o equilibrio. Como parte de este método se intentan combatir las sinergias (Bobath, 1990).
- **Método de Brunnstrom**, desarrollado por Signe Brunnstrom a mediados de los años 70. Contrariamente a Bobath, es un modelo que no combate el movimiento, sino que aprovecha el movimiento sinérgico, utilizando estímulos aferentes para despertar respuestas reflejas con el fin de producir movimientos y después ejercitar el control voluntario de las mismas (Peinado, 2003).
- **Método Kabat o Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (PNF)**, desarrollado por Kabat y Knott a mediados de los años 50 y revisado por Voss en los años 80. Intenta suscitar o mantener un movimiento voluntario a través de estímulos simultáneos y sincronizados. Se basa en la aplicación de esquemas de movimiento facilitadores de carácter espinal y diagonal (utiliza los músculos agonistas para favorecer a los más débiles) asociados a otras técnicas de facilitación (reflejos de estiramiento, de flexión, etc.) (Knott, 1957).
- **Método Perfetti o Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo (ETC)**, desarrollado en Italia en los años 70, fruto del trabajo del neurólogo Carlo Perfetti y sus colaboradores. Este método tiene como objetivo intentar recuperar de forma satisfactoria la funcionalidad de la mano del paciente con hemiplejía. Es un modelo que no solo se basa en la neuromotricidad sino también en la psicomotricidad y se fundamenta principalmente en la reeducación de la sensibilidad (Juan Carlos Bonito Gadella, Juan Martínez Fuentes, 2005).
- **Método Votja**, desarrollado en los años 50 por el Dr. Václav Vojta, neurólogo y neuropediatra de origen checo. La característica más importante de este método es que intenta facilitar el reflejo de arrastre para distintos segmentos corporales como respuesta activa a estímulos sensoriales de prensión, tacto, estiramiento y actividad muscular contra resistida. Este método es más empleado en niños (Bower, 1999).

Reaprendizaje motor orientado a la tarea

Según Carr y Shepherd, pensadores de este enfoque, el objetivo del tratamiento debe ser un reaprendizaje orientado a tareas específicas, es decir, enseñar al paciente estrategias eficaces para conseguir realizar un movimiento funcionalmente útil. Ambos autores consideran al paciente un participante activo en el proceso de recuperación, el cual debe “entrenarse” en lugar de ser “tratado” (Carr & Shepherd, 1989).

Entre las técnicas que más se están estudiando actualmente y que se basan en el enfoque orientado a las tareas se encuentran:

- **Reeducación de la marcha sobre cinta rodante**

La evidencia de que la rehabilitación de la marcha que funciona mejor resulta del entrenamiento de tareas específicas, a alta intensidad y de forma repetitiva está aumentando. Por ello, la cinta de correr es un método que nos permite obtener esas tres cualidades de ejercicio, siendo específico para la rehabilitación de la marcha, repetitivo e intenso (Charalambous, Bonilha, Kautz, Gregory, & Bowden, 2013).

Este método es cada vez más popular, tanto si se realiza la marcha simplemente sobre tapiz rodante o con un soporte del peso corporal, el cual incluye un arnés conectado a un sistema de soporte en suspensión. Esto último mejora el entrenamiento de la marcha, puesto que permite a todos los pacientes mantenerse en bipedestación de manera segura, mientras el fisioterapeuta puede corregir con detenimiento los parámetros de la marcha que están fallando. Para proveer la intensidad de entrenamiento adecuada, se realizan los siguientes ajustes:

- Cantidad de peso corporal del paciente que queremos que soporte la máquina.
- Velocidad del tapiz rodante.
- Asistencia o ayuda por parte del fisioterapeuta.

Las ventajas con las que cuenta esta terapia son varias: permite dar un mayor número de pasos (entrenamiento más específico y repetitivo), asistencia precisa y controlable en todos los movimientos, medidas objetivas y cuantificables. Además de reducir los costes sanitarios por disminución de la asistencia física requerida para que el paciente camine. Mientras, la principal desventaja de este método de rehabilitación es el coste en términos del precio de la instalación del equipo y recursos humanos. Además, es un equipo no portátil (Polese, Ada, Dean, Nascimento, & Teixeira-Salmela, 2013).

Hoy en día, se habla mucho de la eficacia del Lokomat, un sistema de entrenamiento automatizado de tapiz rodante con soporte de peso que cuenta con un exoesqueleto, un ordenador que controla y maneja la seguridad del paciente y otro que hace de interfaz gráfica. Cuenta con cuatro grados de libertad en las articulaciones de cadera y rodilla izquierda y derecha, se mueven de manera lineal en estructura de paralelogramo por lo que se puede mover al paciente verticalmente sin problemas de equilibrio lateral. Los miembros inferiores del paciente se enganchan al exoesqueleto mediante diversas cinchas a lo largo de la pierna.

Se demuestran efectos positivos con la utilización de la Lokomat en diferentes parámetros de marcha, longitud de paso, mayor fuerza muscular, resistencia, velocidad. Sin embargo, muchos estudios carecen de un número significativo de sujetos, combinan el tratamiento con fisioterapia convencional o no existe grupo de comparación, por lo que todavía se debe investigar mucho acerca del uso de esta tecnología de alto coste.

- **Terapia del movimiento inducido mediante restricción del lado sano**

Esta terapia consiste en impedir el movimiento del brazo sano para forzar el uso del brazo lesionado con el objetivo de promover la reorganización cortical correspondiente. Según el método tradicional, la restricción de la mano sana debe realizarse durante dos semanas con seis horas de entrenamiento intensivo de la extremidad afectada y con la restricción durante el 90% de las horas que el paciente esté despierto. Sin embargo, se utiliza más el método modificado, que es menos intensivo y tiene una intensidad, un tiempo de restricción y una duración variables, que se pueden adaptar a cada situación particular. Sin embargo, la evidencia confirma que este tratamiento es eficaz en comparación con otras terapias tanto por la fase aguda, como por la sub-aguda y la crónica (Veerbeek et al., 2014).

- **Terapia del movimiento inducido mediante entrenamiento bilateral**

Se trata de hacer que los pacientes realicen las mismas actividades o tareas con los dos brazos o piernas simultáneamente. De esta forma se activa el hemisferio sano para facilitar la activación del hemisferio lesionado a través de las redes neuronales que se encuentran conectadas por el cuerpo calloso. Es decir, el movimiento de la extremidad superior sana contribuye al movimiento de la extremidad afectada cuando éstas actúan simultáneamente (Hattem et al., 2016).

- **Estimulación sensitivomotora asistida con robots.**

Investigación de Sale et al., 2014 pone de manifiesto que pacientes con daño cerebral adquirido podrían mejorar la función motora de su mano hemiparética utilizando de forma combinada la terapia asistida por robot con Amadeo® y la terapia de neurorehabilitación convencional especializada (Sale et al., 2014).

- **Programas de fortalecimiento muscular y reacondicionamiento físico**

En particular, la condición física de los sobrevivientes de accidentes cerebrovasculares suele ser baja. Esto puede limitar su capacidad para realizar las actividades cotidianas y también empeorar la discapacidad relacionada con el accidente cerebrovascular. Por esta razón, se ha propuesto el entrenamiento físico como un enfoque beneficioso para las personas con accidente cerebrovascular. Sin embargo, participar en el entrenamiento físico podría tener una variedad de otros beneficios importantes para las personas con accidente cerebrovascular, como mejorar la función cognitiva (habilidades de pensamiento), mejorar el estado de ánimo y la calidad de vida, y podría reducir la posibilidad de sufrir otro accidente cerebrovascular (Saunders et al., 2020).

Bavaresco Gambassi B et al., 2017 realizaron una revisión de la literatura sobre los beneficios generales del entrenamiento de fuerza (RT) después de un accidente cerebrovascular. Después de analizar los 12 ensayos controlados aleatorios,

encontraron que solo 5 estudios pueden ayudar a los profesionales de la salud y el acondicionamiento físico en la prescripción de ejercicio para pacientes con accidente cerebrovascular, ya que detallaron y controlaron las principales variables de EF.

Los autores concluyen que se deben realizar más ensayos controlados aleatorios con un control estricto de las principales variables del RT para que los profesionales de la salud puedan estar mejor informados científicamente cuando prescriban ejercicios de fuerza para personas con accidente cerebrovascular. Las personas con accidente cerebrovascular pueden considerarse pacientes en riesgo; por lo tanto, es fundamental ser cauteloso en la prescripción del ejercicio. Los hallazgos del presente estudio pueden informar aún más a los profesionales de la salud sobre la importancia y la necesidad de utilizar las principales variables (intervalo de descanso entre series y ejercicios, número de series, número de repeticiones, intensidad, duración del entrenamiento y frecuencia semanal) en la búsqueda para los beneficios para las personas con accidente cerebrovascular.

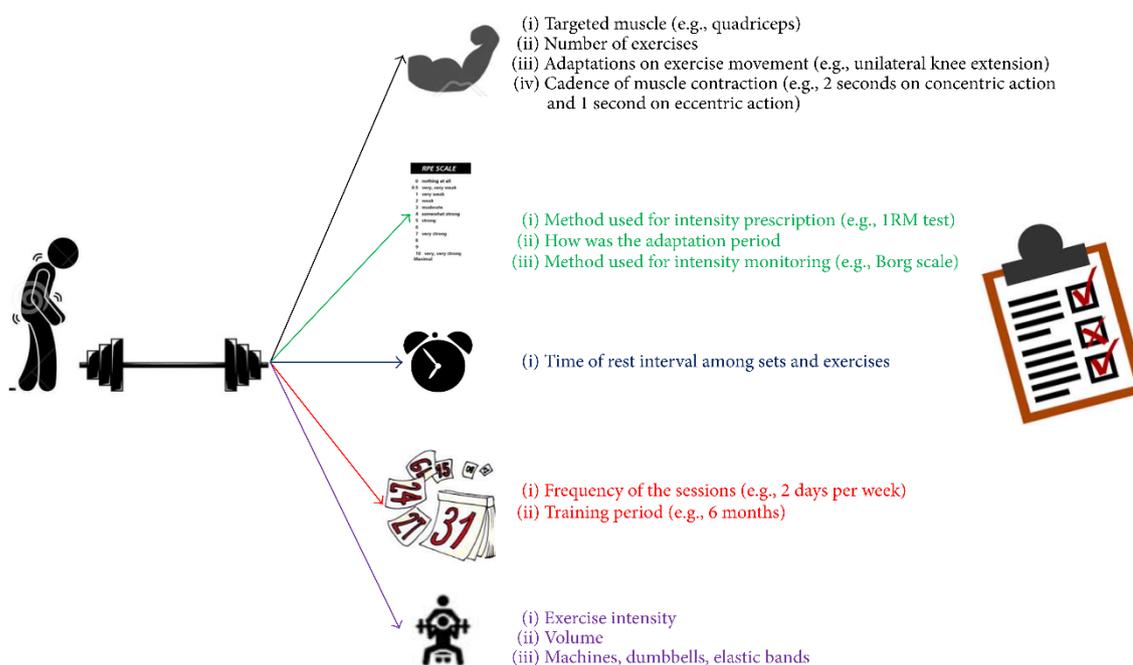


Ilustración 3: Según Bavaresco Gambassi B et al., 2017 Información mínima que debe describirse en la literatura científica que utilizan programas de Fuerza en pacientes de ICTUS

Recuperar las capacidades funcionales perdidas constituye el objetivo principal de la fisioterapia neurológica. El déficit funcional de la marcha es la que más preocupa a estos pacientes, por este motivo la recuperación de la motricidad es parte fundamental del proceso rehabilitador y según la localización de la lesión requiere un gran esfuerzo por parte del paciente, ya que afecta a la fuerza, el equilibrio y la coordinación. Además, la alteración de la sensibilidad, percepción, etc. Infiere en la recuperación de los patrones motores del paciente y debe tenerse en cuenta cuando se diseña un programa terapéutico para estos pacientes.

Factores pronósticos en la recuperación motora y funcional de pacientes posictus

Se debe considerar que el pronóstico de recuperación dependerá de la gravedad de la lesión, las complicaciones, el desarrollo del control motor, el tono muscular y la afectación de la sensibilidad profunda. Mediante el tratamiento rehabilitador se pretende prevenir y minimizar las complicaciones, compensar el déficit sensitivo-motor, sustituir las funciones perdidas o disminuidas y lograr la máxima independencia en las actividades de la vida diaria para proporcionar el máximo ajuste psicológico para que el paciente se adapte a la nueva situación. No cabe duda que la estimación precoz del pronóstico funcional tras un daño cerebral adquirido se fundamenta en la evolución habitual. Existen ciertos indicadores o factores predictores que, de manera orientativa, permiten precisar más en la valoración de la evolución o de la recuperación de estos pacientes.

Los aspectos más relevantes a tener en cuenta en relación con el pronóstico de una lesión cerebral se pueden clasificar en aquellos relacionados con las características del paciente, características clínicas tras la lesión, particularidades radiológicas de la lesión y peculiaridades clínicas y funcionales durante la evolución.

Diferentes estudios en modelos experimentales sobre los mecanismos neurobiológicos involucrados en la recuperación neurológica tras el ictus indican que hay un corto periodo durante el cual el proceso de recuperación está especialmente favorecido y la respuesta a los tratamientos rehabilitadores puede ser máxima. La mayor parte de la recuperación se presenta habitualmente al inicio (tres primeros meses), mientras que la recuperación es menos importante durante la fase crónica (Castel Sánchez, 2015). Tras los primeros seis meses, nos encontramos con un periodo o zona de estabilización de la recuperación

A continuación, se mencionan los predictores clínicos que con mayor frecuencia se han encontrado en la bibliografía revisada: Equilibrio o control de tronco, función motora de las extremidades, ausencia de recuperación precoz, déficits cognitivos, apoyo social y estado emocional, incontinencia de esfínteres, déficits somatosensoriales, cronicidad, ictus previos, gravedad clínica, funcionalidad o dependencia previa al ictus, edad, sexo, etiopatogenia, tamaño y localización de la lesión (Barrera, Rodríguez, & Barroso, 2017), (Castel Sánchez, 2015), (Liang, Li, Chen, Xu, & Li, 2019).

Control Postural y equilibrio

Control Motor

El control motor se define como el proceso de iniciar, dirigir y graduar el movimiento voluntario con propósito. Shumway-Cook ha definido el control motor como la capacidad de regular los mecanismos esenciales para el movimiento (Anne Shumway-Cook, 2017).

El Control de Motores funciona de la siguiente manera:

1. Se identifica la tarea que debe completarse → el cuerpo recopila información sensorial del entorno → percibe la información → elige un plan de movimiento apropiado para cumplir con el objetivo de la tarea,
2. El plan se coordina dentro del SNC → se ejecuta a través de neuronas motoras en el tronco encefálico y la médula espinal → el resultado se comunica a los músculos en sinergias posturales y de las extremidades, y en la cabeza y el cuello → unidades motoras sincronizadas para activarse de una manera específica.
3. Retroalimentación sensorial suministrada al SNC por el movimiento → decisión tomada para (1) modificar el plan durante la ejecución, (2) reconocer el objetivo de la tarea a lograr y (3) almacenar la información para la realización futura de la misma tarea. combinación de objetivos (Stedman, 2012).

Control de la Postura

El control postural es la capacidad del cuerpo humano de mantener una alineación correcta del centro de gravedad en su eje corporal, viéndose que todas las articulaciones y partes del cuerpo trabajen de forma correcta y global, coordinando las tensiones musculares para compensar la postura y eliminar el desequilibrio postural,

El control postural regula la posición del cuerpo en el espacio con el propósito de controlar la orientación y el equilibrio, basándose en la integración vestibular, la información visual, propioceptiva y táctil y en una representación interna de la orientación del cuerpo en el espacio, por lo que requiere de una integridad de todos los niveles de funcionamiento del Control Motor.

Cuando vamos a realizar cualquier tarea o actividad, nos supone que necesitamos controlar la posición del cuerpo en el espacio para mantener la estabilidad y la orientación, y la importancia de estos 2 componentes van a variar según la tarea que vamos a desempeñar y según el entorno. Es decir, se organiza la estabilidad, la movilidad y la orientación de nuestros segmentos corporales, lo cual crea nuestro esquema corporal con el que conseguimos mantener nuestro equilibrio durante la ejecución de una tarea.

Los componentes del control postural son:

1. **Sistemas sensoriales:** Son los sistemas aferentes que llevan la información al sistema nervioso central. Y estos son:
 - Sistema visual: el que lleva toda la información captada por nuestros ojos, y que además las referencias visuales nos ayudan a mantener la verticalidad de nuestra postura.
 - Sistema vestibular: el que informa de la posición de nuestra cabeza en el espacio y en relación con nuestro cuerpo. También controla el tono de la musculatura de brazos y piernas, y juega un papel importante cuando disminuimos nuestra base de apoyo.
 - Sistema somato sensorial táctil: los receptores cutáneos, los de los tendones, de las articulaciones y de los músculos dan información sobre la posición de cada parte del cuerpo y sobre la carga de pesos. Hay que tener en cuenta que donde más receptores de este tipo tenemos es en las manos y en los pies, por ello cuando queremos trabajar el control postural nos valemos de estos 2 miembros para generar más postura, orientación y esquema postural, y transmitir un montón de información a través de sus receptores.
 - Input viscerales: son los graviceptores viscerales que ayudan a la percepción de la verticalidad.
2. **Sistema motor:** es el conjunto neuromuscular y músculo- esquelético, encargados de la flexibilidad, la fuerza muscular, la biomecánica entre segmentos y el rango articular. El sistema motor es el que se encarga de generar el control anticipatorio/ feedforward, que son ajustes que se producen antes o durante un desequilibrio inesperado, por ejemplo cuando vamos en el transporte público como el autobús o el metro y frenan o aceleran de repente, o antes de un movimiento que vayamos a hacer, ya que realizamos unos ajustes posturales antes de hacerlo. Se hacen para activar la musculatura antes del desequilibrio y reducir el riesgo de perder este. Estos ajustes pueden ser:
 - **anticipatorios**, ante desequilibrios pequeños o cuando hacemos ajustes antes de realizar un movimiento.
 - **compensatorios** cuando el desequilibrio producido es muy grande y para no caernos realizamos estrategias de apoyo fijo que son estrategias de tobillo y/o cadera. O de cambio de apoyo cuando las 2 anteriores no son suficientes para evitar caernos y necesitamos crear una nueva base de apoyo, como podría ser cuando tropezamos con algo.
3. **Sistema cognitivo:** las tareas cognitivas y que conllevan una **atención**, están implicados también en nuestro control postural. Si realizamos una tarea simple, nuestro control postural es más automático, sin embargo, en tareas más complejas solicitamos más nuestra atención y disminuye el rendimiento del control postural.

Equilibrio

Antes de introducirnos en el tema del equilibrio, es necesario conocer las siguientes definiciones:

- **Centro de masa (COM);** punto que equivale a la masa total del cuerpo y es el promedio estimado de cada centro de masa de los distintos segmentos corporales en el espacio temporal, representándolos tanto en los planos antero-posterior como también mediallyateral (Winter y cols.1991 citado por Gonzáles y cols. 2004).
- **Centro de gravedad (COG);** es la proyección vertical hacia el suelo del COM, por lo que es un punto situado en el centro de la masa corporal, que anatómicamente se encuentra aproximadamente delante del promontorio (vértebras L5 y S1) y la segunda vértebra sacra. (Winter y cols. 1995 y Wallman y cols. 2002 citado por Gonzáles y cols. 2004).
- **Centro de presión (COP);** corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo, representando el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso, siendo su ubicación bajo cada pie producto del reflejo directo del control neural de los músculos del tobillo. Cabe destacar, que éste es totalmente independiente del COM (Winter y cols. 1995 citado por Gonzáles y cols. 2004).

Desde el punto de vista biomecánico cuando hablamos de Equilibrio nos referimos a él como “un término genérico que describe la dinámica de la postura corporal para prevenir las caídas, relacionado con las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y las características inerciales de los segmentos corporales” (Winter, 1995).

Existen tres categorías de equilibrio y que están determinadas por las fuerzas que actúan sobre un cuerpo. Equilibrio estático, cuando un cuerpo está en reposo o no se desplaza. Equilibrio cinético, cuando el cuerpo esta movimiento rectilíneo y uniforme. Equilibrio dinámico cuando intervienen fuerzas inerciales, es decir en movimientos no uniformes, donde un cuerpo parece estar en aparente desequilibrio pero no se cae. (López Elvira, en Izquierdo, 2008)

Estabilidad

La capacidad de resistir a perder el equilibrio ante perturbaciones externas, manteniendo el centro de gravedad dentro de la base de sustentación, se conoce como estabilidad (Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003). Esta estabilidad es dependiente del sistema neuromuscular y, por lo tanto, se ve comprometida en numerosas enfermedades neurológicas.

podríamos definir a la estabilidad postural estática como el mantenimiento del equilibrio y estabilidad sobre una base de sustentación firme, fija e inamovible (Riemann, Caggiano, & Lephart, 1999). Mientras que la estabilidad dinámica puede definirse como la demanda sobre un individuo para mantener su estabilidad luego de un cambio de posición o locación (es decir un transición dinámica estática de la base de sustentación) (Riemann et al., 1999).

Subsistemas del equilibrio

Un enfoque para comprender el balance dentro del control postural implica considerar todos los sistemas fisiológicos que influyen en la capacidad de una persona para estar de pie, caminar y para interactuar con el medio ambiente de una manera segura y eficiente. La comprensión de estos sistemas y sus diferentes contribuciones al control postural nos permite

analizar los trastornos del balance particulares que afectan a cada individuo, y a la vez, dar un indicio de los contextos en que se pudiesen desencadenar caídas (Horak 2006). Es por lo anterior, que Horak y cols. (2009), describen un modelo resumen de los sistemas subyacentes que afectan al balance, cada uno de ellos componiéndose de mecanismos neurofisiológicos que controlan un aspecto particular de éste. Un trastorno en uno, o más de éstos conducirá a una pérdida del balance

Restricciones Biomecánicas

Este sistema se centra en las limitaciones biomecánicas para el balance en bipedestación, y estas incluyen: la calidad de la base de sustentación, la alineación postural, funcionalidad 22 del tobillo y la fuerza de cadera (capacidad de generar fuerza) para estar de pie, y la capacidad de levantarse desde el suelo (Horak 2009). Los límites de la estabilidad, indican el área sobre la cual un individuo puede mover su COM (González 2004), además, de mantener el equilibrio sin cambiar la base de sustentación. Estos límites simulan la forma de un cono, por lo tanto, el equilibrio no es una posición particular, sino, un espacio determinado por el tamaño de la base de sustentación y las limitaciones en la movilidad articular, fuerza muscular y la información sensorial, disponibles para detectar los límites de esta estabilidad (Horak 2006). En muchas personas mayores con trastornos del balance, este cono de estabilidad suele ser muy pequeño o las representaciones neurales y centrales de éste están distorsionadas, lo cual afecta en su selección de estrategias de movimiento para mantener el balance, viéndose, que los sujetos propensos a las caídas tienden a tener límites pequeños de estabilidad, excursiones laterales del COM más grandes que lo normal y una ubicación de los pies más inestable (Horak 2006).

Límites de Estabilidad / Verticalidad

Este sistema, analiza hasta qué punto el cuerpo se puede mover más allá de su base de sustentación antes de cambiar de base o perder el equilibrio, así como una percepción interna de la postura vertical. Un factor determinante para la óptima estabilidad del cuerpo humano es la alineación de su eje central perpendicularmente a la superficie de apoyo. Se puede comparar el cuerpo humano a un cilindro: cuanto más se acerca su eje central a la perpendicular, más estable es (Horak 2009), por lo que una representación interna inclinada o inexacta de la verticalidad se traducirá en una alineación postural automática no alineada y por lo tanto, haciendo a la persona inestable (Horak 2006).

Ajustes Posturales Anticipatorios (APAs)

Los ajustes posturales anticipatorios presentan tres funciones primordiales: soportar la cabeza y el cuerpo en contra de la gravedad y ante cualquier fuerza externa, mantener el CDM alineado y balanceado respecto a la base de sustentación y permitir la interacción de los estabilizadores de la base de sustentación con el movimiento (Aruin & Latash, 1995).

Según el modelo jerárquico del sistema nervioso central, existen inputs que abastecen de información a la médula espinal, el tallo cerebral y la corteza motora, siendo esta la que realiza la función de integración. Previo a generar la respuesta eferente (outputs), se produce un mecanismo de retroalimentación ascendente de la información denominado feedback, que permite corregir y modular el movimiento. De manera paralela, se generan respuestas que descienden desde la corteza motora, las cuales son anticipatorias al movimiento y no se basan en el sistema anterior de inputs sensoriales, este mecanismo se denomina feed-forward y su objetivo es el mantener la estabilidad. Esta respuesta permite realizar ajustes posturales

previos a la ejecución de un movimiento voluntario en base a una experiencia previa, teniendo un tiempo de latencia mayor (70-180 milisegundos) que los reflejos (40-30 milisegundos) pero menor que las reacciones voluntarias (180-250 milisegundos) (Fay B. Horak & Macpherson, 1996). Estos ajustes, previos al gesto motor, sirven para mantener la estabilidad postural mediante la compensación de fuerzas desestabilizadoras asociadas al movimiento de una extremidad. Por su parte, el feedback es una respuesta evocada por eventos sensoriales asociados a la pérdida del equilibrio imprevista. Es el resultado de la interacción del cuerpo con su entorno, que se adapta a las condiciones externas gracias a la información visual, vestibular y propioceptiva (Shumway-Cook & Woollacott, 2000).

Orientación Sensorial

Las demandas posturales durante la bipedestación son diferentes a aquellas que se producen cuando hay oscilaciones en la bipedestación o durante la marcha. Por ello, la información sensorial se organiza de manera diferente en función de las tareas. Dicha información sensorial procede de:

- **Sistema Visual:** Los globos oculares son la puerta de entrada de los estímulos luminosos, los cuales se transforman en impulsos eléctricos gracias a la presencia de células especializadas en la retina, los conos y los bastones. El nervio óptico es el encargado de transmitir los impulsos eléctricos generados en la retina al cerebro, donde son procesados en la corteza visual. A nivel cerebral, tiene lugar el complicado proceso de la integración de los estímulos, lo que nos permite percibir la forma de objetos, identificar distancias y detectar los colores y el movimiento (139).
- **Sistema Vestibular:** Es sensible a las fuerzas de la gravedad. Tanto el utrículo como el sáculo, se estimulan por aceleración lineal y por los cambios de la orientación de la cabeza en relación a la gravedad, mientras que los canales semicirculares se estimulan por la aceleración angular. Esta información es regulada a nivel de los núcleos vestibulares, lo que nos permite mantener el tono postural, orientar el cuerpo en contra de la gravedad, informar de la posición de la cabeza y reaccionar rápidamente en caso de que se produzcan aceleraciones (140).
- **Sistema Somatosensorial:** Dentro de este sistema, el factor propioceptivo es especialmente preciso y discriminante, ya que las oscilaciones posturales producen estiramientos musculares mínimos que son secundarias a la respuesta de los husos musculares. Este factor es parte de un importante mecanismo de control de las extremidades inferiores, equilibrio y prevención de daños en las articulaciones (140).

Estabilidad en la Marcha

Los subsistemas descritos anteriormente se ven ejemplificados en el otro elemento integrador del balance: la estabilidad en la marcha, la cual requiere de la integridad de cada uno de ellos para su correcta ejecución. La marcha tiene dos componentes principales: equilibrio y locomoción. El equilibrio es la capacidad de adoptar la posición vertical y de mantener la estabilidad, y la locomoción es la capacidad para iniciar y mantener un paso rítmico. Estos componentes de la marcha son diferentes pero están interrelacionados (Horak y cols. 2009). El ciclo de la marcha se divide en una fase de apoyo, durante la cual se trabajan músculos estabilizadores, y una fase de oscilación, durante la cual el miembro inferior es flexionado en la

rodilla y avanza para llegar al suelo delante del sujeto (Viel 2002). El periodo de apoyo monopodal, se encuentra subdividido en tres partes, los dobles contactos de principio y fin, y el periodo de equilibrio sobre un solo pie; la relación apoyo monopodal/apoyo bipodal, puede verse alterada por un gran número de patologías (Viel 2002). Una marcha más rápida y vigorosa recluta a los músculos, sobre todo en sus funciones de frenado; segmentos que han almacenado energía cinética importante y que podrían crear un desequilibrio dinámico. Observaciones recientes, tienden a sugerir que el sistema nervioso central utiliza mecanismos eficaces para contrarrestar la inestabilidad inherente a un equilibrio vertical monopodal, pero estos se degradan con la edad; ello explica las dificultades crecientes encontradas en las personas de mayor edad (Viel 2001). Durante la marcha, si se debe cambiar de dirección, el individuo debe reducir la superficie de contacto con el suelo, es decir, sobre extender los dedos y elevar el talón; el pivote se realiza por rotación sobre el pie, subyacente a la articulación metatarsfalángica del primer dedo. La necesidad de pasar por encima de un obstáculo, desencadena reacciones complejas que implican una acción no sólo del miembro inferior que avanza, sino también, del que asegura la estabilidad. La visión desempeña un papel en la detección del objeto, permitiendo una anticipación indispensable para la maniobra de evitación. La longitud del paso debe aumentar si el objeto es más alto, pero esto no siempre es posible, porque si hay presencia de inestabilidad en el pie de apoyo, aumenta la dificultad de superar el obstáculo (Viel 2001).

Consecuencias del Ictus en el equilibrio y la marcha

Hasta un 83% de las personas que han sufrido una lesión cerebral muestran desórdenes en el control postural y el equilibrio, y la mayoría de éstos siguen sufriendo mareos durante más de cinco años tras la lesión. Estas alteraciones en equilibrio y control postural se relacionan con un mal pronóstico de recuperación de la marcha, las ABVDs y con un mayor riesgo de caídas (Feigin, Norrving, & Mensah, 2017b). (Dickstein & Abulaffio, 2000)

Tras un ictus estos pacientes presentan una alteración en la distribución del peso, tanto en sedestación como bipedestación, tendiendo a distribuir la mayor parte del peso de su cuerpo sobre el lado sano. Esta postura asimétrica es una compensación para mantener la estabilidad ante la presencia de una debilidad del hemicuerpo contrario a la lesión cerebral. De modo que, para evitar la caída se intentan “agarrar” o sujetar” con las extremidades del lado sano. Por el contrario, los pacientes que tienen síndrome del empujador, en vez de agarrarse, realizan un empuje con el brazo y la pierna sana en el sentido del lado afecto, pierden el equilibrio y tienden a caer hacia el lado de la hemiparesia. Además, muestran una resistencia activa cuando otra persona trata de corregir su postura hacia una posición vertical. La principal característica que muestra el paciente con esta alteración es un empuje involuntario que se dirige en dirección al lado del cuerpo que presenta la hemiparesia (Dickstein & Abulaffio, 2000), (Jørgensen et al., 1995).

En individuos que han sufrido un ictus existe una contribución reducida de la extremidad afectada en el control del equilibrio durante la bipedestación. Pay et al. (Pai, Rogers, Hedman, Hanke, & Winstein, 1994) encontraron que la transferencia de peso en el plano frontal durante la transición al apoyo unipodal se producía sin éxito. Di Fabio y Badke (Di Fabio & Badke, 1990) informaron que en los pacientes con ictus la inestabilidad sucedía principalmente en el plano frontal. Otras alteraciones que muestran estos pacientes es una respuesta reactiva postural deficitaria como consecuencia a que presentan patrones anormales de activación muscular y una contribución muy reducida de la extremidad inferior afectada para recuperar el

equilibrio tras una perturbación. El control reactivo es de vital importancia para permitir la estabilidad en la vida cotidiana.

Los pacientes de ICTUS presentan un menor soporte de peso corporal sobre la extremidad afectada, un balanceo postural excesivo y las reacciones para mantener el equilibrio son más lentas y están alteradas. Estas alteraciones condicionan que la marcha, las trasferencias de sedestación a bipedestación y los giros durante la deambulaci3n sean uno de las situaciones con mayor riesgo de caídas (Campbell & Matthews, 2010), (Siu, Chou, Mayr, van Donkelaar, & Woollacott, 2009).

Instrumentos de valoraci3n del equilibrio y control del tronco para pacientes adultos postictus

Es necesario utilizar métodos y escalas objetivas y validadas para identificar los objetivos, planificar el tratamiento y evaluar los resultados tal y como recomienda la guía de la *Royal College of Physicians* (RCP) (Patel, Duncan, Lai, & Studenski, 2000). Los instrumentos de valoraci3n permiten detectar cambios en la evoluci3n del paciente por lo que es importante para la elecci3n del tratamiento y compartir informaci3n fácilmente comprensible con otros profesionales. Las escalas individuales utilizadas en fisioterapia neurológica pueden informar a los clínicos sobre los aspectos importantes de problemas en el control motor que necesitan ser tratados para mejorar el nivel de actividad de los pacientes y su independencia.

Las escalas validadas de equilibrio estático y dinámico más empleadas en la práctica clínica e investigaci3n en individuos que han sufrido un ictus son : la *Postural Assessment Scale for Stroke Patients* (PASS) (Benaim, Pérennou, Villy, Rousseaux, & Pelissier, 1999), *Four Test Balance Scale* (FTBS) (Rossiter-Fornoff et al., 1995), Time Up and Go (TUG), Tinetti Assessment tool (POMA), Berg Balance Scale (BBS), Functional Gait Assessment, Dynamic Gait Index, Rivermead Mobility Index y Brunel Balance Assessment (De Oliveira, De Medeiros, Frota, Greters, & Conforto, 2008), (Lendraitienė, Tamošauskaitė, Petruševičienė, & Savickas, 2017), (K. Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995), (Borowicz, Zasadzka, Gaczkowska, Gawłowska, & Pawlaczyk, 2016).

La escala más empleada en investigaci3n es la Balance Evaluation Systems test (BESTest) y su versi3n reducida llamada Mini BESTest (F. B. Horak, 1987), (Chinsongkram et al., 2014). La BESTest consta de seis ítems que evalúan cada uno de los sistemas que influyen en el equilibrio descrito por la Dra. Horak. Con la finalidad de poder utilizar una escala que no fatigara al paciente y fácil de usar en la práctica clínica y en investigaci3n, se desarrolló la Mini BESTest, la cual consta solo de 4 ítems (anticipatorio, control postural reactivo, orientaci3n sensorial y marcha dinámica). La BBS no incluye tareas desafiantes destinadas a evaluar el equilibrio dinámico (Knorr, Brouwer, & Garland, 2010), (Salbach et al., 2001).

Referente a las diferentes escalas específicas que valoran sólo el equilibrio en sedestaci3n se encuentran: La *Trunk Impairment Scale* (TIS) (Verheyden et al., 2004), la *Function in Sitting test* (FIST) (A. S. Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2002), la *Trunk Control Test* (TCT) (Borowicz et al., 2016), la *Sit and Reach Test* (SRT) (Tsang & Mak, 2004) y la adaptaci3n de la PASS-TC (Hsieh et al., 2002).

Core Stability

El "CORE", también conocido como complejo lumbopélvico-cadera, es un espacio tridimensional con límites musculares: diafragma (superior), músculos abdominales y oblicuos (anterior-lateral), músculos paraespinales y glúteos (posterior) y músculos del suelo pélvico y cintura escapular (inferior) (Akuthota, Ferreiro, Moore, & Fredericson, 2008). La naturaleza inherente de estos límites musculares produce un efecto de estabilización similar a un corsé en el tronco y la columna vertebral (Smith, Nyland, Caudill, Brosky, & Caborn, 2008).

El modelo de Panjabi explica los mecanismos de estabilización del núcleo, que incluye 3 subsistemas interdependientes: control pasivo, activo y neural (Panjabi, 1992a).

El subsistema pasivo comprende los tejidos estáticos, incluidas las vértebras, los discos intervertebrales, los ligamentos y las cápsulas articulares, así como las propiedades pasivas de los músculos. La función principal de estos tejidos estáticos es estabilizarse en el rango final de movimiento a medida que aumentan las fuerzas de tracción y se produce resistencia mecánica al movimiento, así como transmitir información de posición y carga al subsistema de control neutral a través de mecanorreceptores (Panjabi, 1992a), (Panjabi, 1992b).

El subsistema activo consiste en la musculatura central (Panjabi, 1992a) y proporciona estabilización dinámica a la columna vertebral y al esqueleto apendicular proximal, así como información de movimiento al subsistema de control neural.

El subsistema de control neuronal es el centro de las señales entrantes y salientes que, en última instancia, producen y mantienen la estabilidad central (Panjabi, 1992a).

Es importante destacar que ningún subsistema actúa o trabaja por separado de otro; se necesita una interacción continua entre los 3 subsistemas para mantener la estabilidad (Panjabi, 1992a), (Panjabi, 1992b). Si bien estos subsistemas funcionan para mantener la estabilidad central, los ejercicios específicos se pueden integrar en el entrenamiento para mejorar la función de uno o más de estos subsistemas.

La creciente popularidad de la estabilidad del núcleo también ha llevado al desarrollo de varios sistemas de clasificación para describir la función del músculo central para la estabilización dinámica (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010), (Bergmark, 1989), (Colston, 2012), (Gibbons & Comerford, 2001), (Smith et al., 2008). La musculatura circundante es imprescindible para la estabilidad del CORE y es un foco principal de los programas de rehabilitación y prevención de lesiones. La función de los músculos está determinada por su morfología única, incluidos los aspectos arquitectónicos de la longitud y disposición de las fibras (Smith et al., 2008).

Los sistemas de clasificación iniciales clasificaron los músculos como estabilizadores locales y movilizadores globales (Bergmark, 1989), (Gibbons & Comerford, 2001).

Los músculos estabilizadores locales son músculos profundos monoarticulares con inserciones en las vértebras o cerca de ellas que funcionan principalmente de manera excéntrica para controlar el movimiento y mantener la estabilización estática (Gibbons & Comerford, 2001), (Bergmark, 1989).

Por el contrario, los músculos movilizadores globales suelen ser músculos superficiales biarticulares que conectan el tronco con las extremidades y funcionan de forma concéntrica

para producir grandes pares de movimiento y potencia (Bergmark, 1989), (Gibbons & Comerford, 2001).

Esta clasificación es ampliamente aceptada y sigue siendo la base de muchos programas de ejercicios de estabilización central.

Sin embargo, Gibbons y Comerford (Gibbons & Comerford, 2001) y Behm et al (Behm et al., 2010) creen que la función de los músculos relevantes es más compleja y que ninguna categoría individual es más importante que otra (Behm et al., 2010), (Colston, 2012), (Gibbons & Comerford, 2001).

Gibbons y Comerford (Gibbons & Comerford, 2001) propusieron un modelo funcional que mantenía los estabilizadores locales y separaba los músculos globales en estabilizadores (oblicuos internos y externos, espinal) y movilizadores (recto abdominal, iliocostal). Los estabilizadores generan fuerza excéntrica para controlar el movimiento en todo el rango de movimiento, mientras que los movilizadores aceleran concéntrica en todo el rango de movimiento y actúan como amortiguadores, especialmente en el plano sagital.

Behm et al (Behm et al., 2010) también mantuvieron la categoría de estabilizador local y dividieron los músculos globales en movilizadores y categorías de carga de transferencia (Colston, 2012), (Behm et al., 2010). El grupo de carga de transferencia representa aquellos músculos con inserciones axiales-apendiculares (es decir, glúteo mayor, glúteo medio, aductores de la cadera, recto femoral, iliopsoas, trapecio, dorsal ancho, deltoides, pectoral mayor) que transfieren fuerza e impulso entre las extremidades y el centro a lo largo la cadena cinética (Behm et al., 2010), (Colston, 2012). Los músculos de transferencia están separados pero son parte integral de la estabilidad del núcleo porque tienen uniones fasciales que endurecen el núcleo y transfieren la fuerza a través de la cadena cinética (Akuthota et al., 2008), (Colston, 2012), (Konin, Beil, & Werner, 2003).

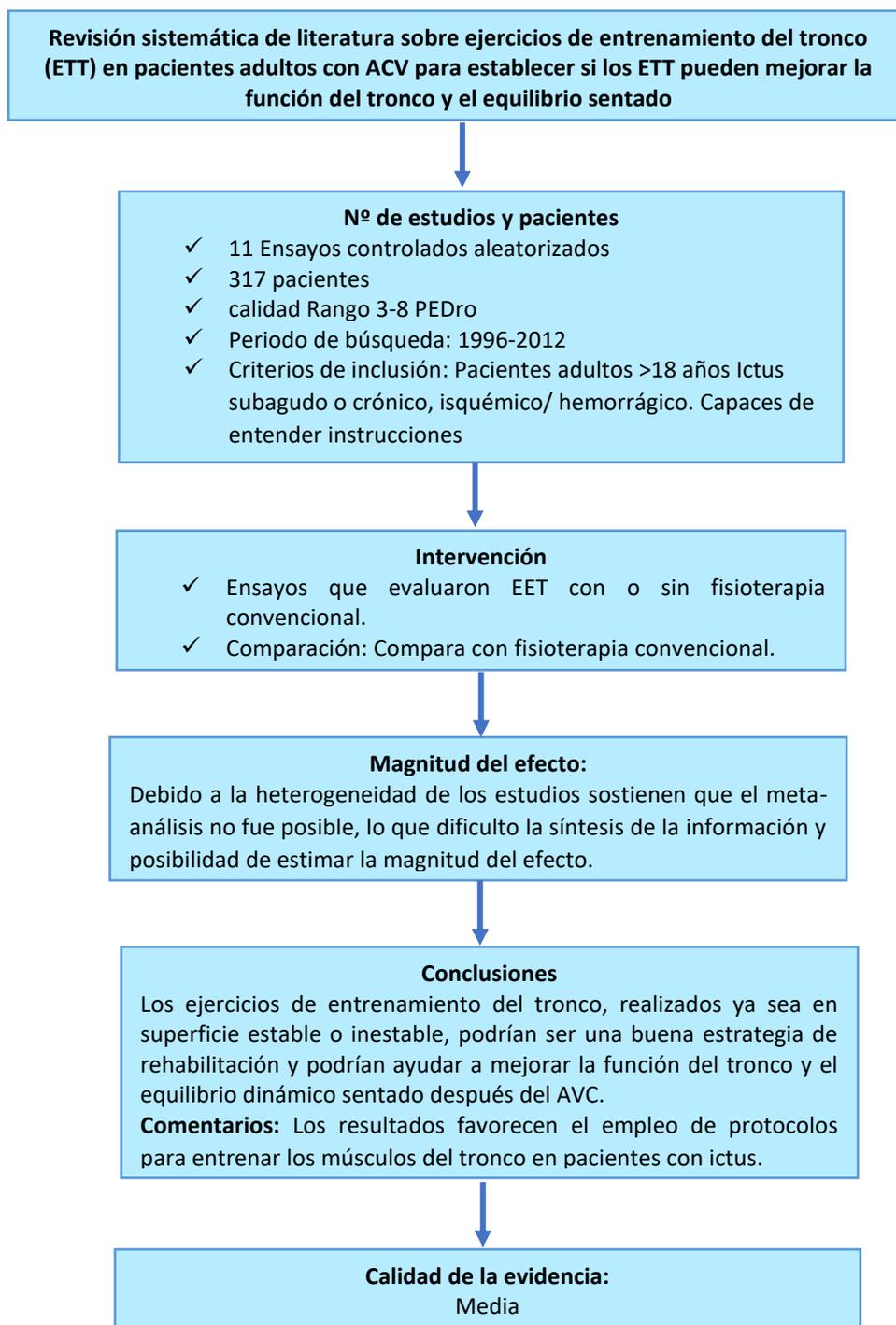
Ejercicios de Core Stability adaptados para pacientes postictus

Cabanas-Valdés (Cabanas Valdés, 2015) realizó una revisión sistematizada de ensayos clínicos aleatorios (ECAs), cuyo objetivo era evaluar la evidencia existente acerca de la efectividad del entrenamiento de los ejercicios de tronco, sin ayuda de ningún aparato electromecánico, para la mejora del equilibrio en sedestación, en pacientes que han sobrevivido a un ictus. Se incluyeron 11 ECAs (Dean, Channon, & Hall, 2007), (Dean & Shepherd, 1997), (A. S. Pollock et al., 2002), (Mudie, Winzeler-Mercay, Radwan, & Lee, 2002), (Howe, Taylor, Finn, & Jones, 2005), (Verheyden et al., 2009), (Ibrahimi, Tufel, Singh, & Maurya, 2010), (Babu & Nayak, 2011), (Karthikbabu et al., 2011), (Saeys et al., 2012), y (Lee, Lee, Shin, & Lee, 2012) en donde se analizaron a 317 pacientes con una media de edad de 64,1 años. El objetivo de esta revisión era establecer si estos ejercicios podían mejorar el control del tronco y el equilibrio en sedestación en la fase subaguda del ICTUS, y Concluye que Los ejercicios de tronco o *Core Stability* realizados sobre una superficie estable e inestable son una buena estrategia de tratamiento fisioterapéutico para mejorar el rendimiento y el control del tronco, el equilibrio dinámico en sedestación, equilibrio en bipedestación, marcha y AVDs en la fase subaguda del ictus.

Todos los ejercicios de *Core Stability* que realizan las personas sanas no pueden ser ejecutados por pacientes postictus en fase subaguda, necesitan adaptaciones a las características que presentan estos pacientes, ya que tienen debilidad muscular en todo un hemicuerpo, falta de

sensibilidad y consecuentemente falta de equilibrio, por lo cual resulta muy difícil realizar los ejercicios de CORE en decúbito prono, cuadrupedia Y decúbito lateral horizontal.

Los ejercicios de CORE en decúbito supino, sedestación, sobre una superficie inestable como un AIRPAD o una *physio-ball* y en bipedestacion se pueden realizar con la ayuda de un fisioterapeuta/preparador físico que les facilite la ejecución del movimiento.



Revisión Sistemática (Cabanas-Valdés et al., 2017)

Resumen de las características de los estudios y los resultados de los ensayos incluidos (Cabanas-Valdés et al., 2017)

(Nº Referencia bibliográfica) Autor	Año	Revista (impact Factor, Q, nº citas)	Participantes (nº, tipo)	Intervención realizada	Resultados
Lee	2012		N=30 Media de edad (SD) GE: 59(11) GC: 62,3 (4,2) Ictus Crónico (> 1 año)	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=14) Ejercicios convencionales + 30min de entrenamiento dual-task, 3 veces por semana que incluyó: 5min calentamiento (elevar brazos, flexión y rotación de tronco) y entrenamiento sentado en superficie inestable (sobre disco, 90º de flexión rodillas, pies en suelo). En 3 pasos uno c/dos sem. 1ero mover una taza hacia adelante y a un lado en diagonal; 2do apuntar con una pelota y lanzarla; 3ero, pesca y bádminton. 12min de ejercicio con 1 min de descanso.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=14) Ejercicios convencionales: Brunstrom, Bobath, FNP, ejercicios de flexibilización y fortalecimiento, inclinación pélvica para control de tronco. 30min Ocupacional: entrenamiento AVD. 30 min</p> <p>Duración: 6 semanas, 5 sesiones por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Rendimiento del tronco (TIS total): Mejor EG (p < 0.05) Equilibrio estático sentado (TIS estático): ND Equilibrio dinámico en posición sentada (TIS dinámico): Mejor EG (p < 0,05) Coordinación (coordinación TIS): Mejor EG (p < 0.05) Equilibrio dinámico en posición sentada (mRT): mejor EG (p < 0.05)
Kumar et al.	2011		N=26 Media de edad (SD) GE: 59,5(12,09) GC: 57,8 (14,49) Ictus Subagudo (< 1 año)	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=10) Ejercicios convencionales + 45min ejercicios individuales de tronco: Acostado: puente, puente unilateral, rotaciones de tronco con rodillas flexionadas, primero parte superior con manos en el pecho y luego parte inferior llevando rodillas al suelo. Sentado en superficie estable: mantener posición; flexión y extensión de tronco superior y luego parte inferior, flexión lateral de tronco desde hombro y desde pelvis. Rotaciones de tronco, carga de peso, alcance hacia adelante y lateral, perturbaciones.</p> <p>GRUPO CONTROL (N=10) Rehabilitación multidisciplinaria convencional</p> <p>Duración: 3 semanas, 6 veces por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Rendimiento del tronco (TIS total): Mejor EG (p < 0.000) Equilibrio estático sentado (TIS estático): ND Equilibrio dinámico en posición sentada (TIS dinámico): Mejor EG (p = 0,002) Coordinación (coordinación TIS): Mejor EG (p = 0.0001) Equilibrio en bipedestación y marcha (BBA total): Mejor EG (p < 0,000)
Karthikbabu et al.	2011		N=30 Media de edad (SD) GE: 59,8(10,5) GC: 55 (6,5) Ictus subagudo (media 12 días) Paciente hospitalizado	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=15) Fisioterapia convencional + 1 hora Ejercicios de entrenamiento de tronco (EET) en superficie inestable (balón terapéutico). En supino: puente pélvico, puente unilateral, rotación - flexión del tronco superior e inferior; sentado, flexión extensión selectiva de la parte inferior del tronco; flexión lateral del tronco superior e inferior; rotación de parte superior e inferior de tronco; cambios de peso; alcance lateral y hacia adelante.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=15) Fisioterapia convencional + 1 hora. Los mismos ejercicios descritos en el grupo control en superficie estable.</p> <p>Duración 3 semanas, 4 veces x semana</p> <p style="text-align: center;">3</p>	<ul style="list-style-type: none"> Rendimiento del tronco (TIS total): Mejor EG (p = 0.0001) Equilibrio estático sentado (TIS estático): ND Equilibrio dinámico en posición sentada (TIS dinámico): Mejor EG (p = 0,002) Coordinación (TIS cordination): Mejor EG (p = 0.0001) Equilibrio en bipedestación (BBA total): Mejor EG (p = 0.0001) Marcha (BBA Stepping): Mejor EG (p = 0,0001) Equilibrio en bipedestación (BBA Standing): ND
Saeys et al.	2011		N=33 Media de edad (SD) GE: 61,4(13,83) GC: 61.07 (9,01) Ictus subagudo (<35 días) Paciente hospitalizado	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=15) Fisioterapia convencional y TO + 30 min EET en supino con pies apoyados en suelo: puente pélvico, levantar pelvis a dere-izq de la línea media, levantar hombros simétrica y asimétricamente. Sentado: inclinación ant-post pelvis, alargar y acortar un lado del tronco, rotación parte sup tronco y luego parte inferior, rotación parte sup tronco contra resistencia. Arrastrar los pies hacia delante y hacia atrás en una superficie dura. Sentarse en una superficie inestable. Variables de tratamiento: con o sin soporte de pies, número de repeticiones, cantidad de feedback.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=15) Fisioterapia convencional y TO, NDTA.</p> <p>Duración 8 sem, 4 veces x sem. Total 16h</p>	<ul style="list-style-type: none"> Rendimiento del tronco (TIS total): Mejor EG (p < 0.001) Equilibrio estático sentado (TIS estático): ND Equilibrio dinámico en posición sentada (TIS dinámico): Mejor EG (p < 0,001) Coordinación (coordinación TIS): Mejor EG (p < 0.001) Equilibrio y marcha de pie (BBS): Mejor EG (p = 0,007) Equilibrio en bipedestación (Tinetti): Mejor EG (p = 0.001) Equilibrio en bipedestación (prueba de Romberg: ojos abiertos y ojos cerrados): ND Equilibrio en bipedestación (FTBS): Mejor EG (p = 0.014) Marcha (Tinetti): Mejor EG (p = 0,001) Marcha (DGI): Mejor EG (p = 0,006) Marcha (FAC): ND Movilidad (función bruta RMAB, pierna - tronco, total): Mejor EG (p < 0,001) Movilidad (RMAB brazo): ND

Ibrahimi et al.	2004		<p>N=30 Media de edad (SD) GE: no informado GC: no informado Ictus subagudo (<3 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL Ejercicios de fortalecimiento y estiramiento extremidades superiores e inferiores. 1-3 series de 10-15 repeticiones cada sesión. EET: ejercicios 20-30 min, sentado en taburete sobre almohadilla de aire, también una bajo los pies. Se pidió tocar una línea en la pared(a la altura de hombro) con brazo no afectado en tres direcciones hacia adelante, 45º a un lado, 45º al otro lado. 3 series de 20 repeticiones. (Altura de taburete y distancia de pared como en protocolo modificado de Dean y Shepherd 1997)</p> <p>GRUPO CONTROL Igual que grupo experimental pero no se proporcionó ninguna inestabilidad.</p> <p>Duración 2 semanas, 5 veces x semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio de los asientos (punto 3 de la MAS): Mejor EG (p < 0.000) Sentarse para ponerse de pie (ítem 4 del MAS): Mejor GE (p < 0.000) Equilibrio de pie (BBS): Mejor GE (p < 0,001) Calidad de vida (SS-QOL): Mejor EG (p < 0.000)
Verheyden et al.	2009		<p>N=33 Media de edad (SD) GE: 55(11) GC: 62 (14) Ictus subagudo (<3 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=17) Rehabilitación multidisciplinaria convencional: + 30 min de EET: movimientos selectivos de parte superior e inferior de tronco en posición supina y sentado. Supino: puente, rotación de parte superior e inferior de tronco. Sentado: flexión y extensión de tronco superior y luego parte inferior, flexión lateral de tronco desde hombro y desde pelvis. Rotación parte sup tronco y luego parte inferior. Arrastrar los pies hacia delante y hacia atrás en una mesa de ejercicio</p> <p>GRUPO CONTROL (n=16) Rehabilitación multidisciplinaria convencional: fisioterapia, terapia ocupacional (TO) y cuidados de enfermería, neuropsicológica y del lenguaje.</p> <p>Duración 5 semanas, 4 veces por semana.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Rendimiento del tronco (TIS total): Mejor EG (p < 0.001) Equilibrio dinámico en posición sentada (TIS dinámico): Mejor EG (p = 0,002) Equilibrio estático en posición sentada (TIS estático): ND Coordinación (TIS coordinación) ND
Dean	2007		<p>N=12 Media de edad (SD) GE: 60(7) GC: 74 (1) Ictus subagudo (<3 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=6) Fisioterapia convencional + 30min EET (protocolo diseñado por Dean y Shepherd 1997) descrito en esta tabla.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=6) Fisioterapia convencional + protocolo simulado de entrenamiento sentado, en silla con soporte, brazos apoyados sobre mesa, realiza tareas de manipulación con mano no afectada en distancias pequeñas.</p> <p>Duración 2 semanas, 5 veces por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio dinámico en posición sentada (mRT): Mejor EG (DM 0,17, IC 95% 0,12 a 0,21) (después de 28 semanas las diferencias se mantuvieron) Tiempo de alcance dinámico (seg): Mejor GE (DM 0,5, IC 95% -0,8 a -0,2) (ND después de 28 semanas) GRF vertical a través del pie afectado durante el alcance (% del peso corporal): Mejor EG (DM 13, IC 95% 6 a 20) Equilibrio en bipedestación (% del peso corporal): Mejor EG (DM 21, IC 95% 14 a 21) (después de 28 semanas las diferencias se mantuvieron) Prueba de marcha a 10 m: ND
Howe	2005		<p>N=35 Media de edad (SD) GE: 71.5(10.9) GC: 70.7 (7,6) Ictus subagudo (<3 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=17) Fisioterapia convencional + 30 min ejercicios de entrenamiento del tronco basados en el trabajo de Davis 1990. Incluyó práctica de actividades auto iniciadas orientadas a objetivos en varias posturas.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=18) Fisioterapia convencional</p> <p>Duración 4 semana, 3 veces x semana, 12 sesiones</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio dinámico en posición sentada (% del peso corporal ipsilateral): ND Tiempo de alcance dinámico para retornar (seg): ND (diferencia intragrupo sólo en el GE) Equilibrio en bipedestación (% del peso corporal) (balanceo postural peso corporal): ND (diferencia intragrupo sólo en el GE) Sentarse a estar de pie (seg): ND A las 8 semanas del final de la intervención: ND
Pollock	2002		<p>N=28 Media de edad (SD) GE: 73.1(10.3) GC: 68.4 (13,4) Ictus subagudo (<6 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=9) Concepto Bobath + 30 min EET</p> <p>GRUPO CONTROL (n=19) Concepto Bobath</p> <p>Duración 4 sem. 5veces por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio estático en posición sentada (% del peso corporal): ND Equilibrio de pie (% del peso corporal): ND Sentado a parado (seg.): ND Dependencia global (Índice de Barthel total): ND A las 6 semanas del final de la intervención: ND

<p>Mudie</p>	<p>2002</p>		<p>N=40 Media de edad (SD): 72,4 (9,01) GE1 GE2 GE3: BPM feedback training GC: (n=10) Ictus subagudo (<3 meses) Paciente hospitalizado</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=30) Tres grupos. 1 terapia convencional + 30min EET: sentado con los pies en el suelo, debe alcanzar objetos colocados detrás o a los lados o en el suelo a una distancia determinada y colocarlos en una repisa a diferentes alturas y profundidades. 2 30min Bobath + terapia convencional. 3 Balance Performance Monitor, el sujeto sentado con los pies tocando el suelo, debía desplazar el peso a ambos lados al mismo tiempo para llegar a tocar un objetivo con la mano no parética a diferentes alturas y distancias, e intentar volver a una posición simétrica después de alcanzarlo, con y sin feedback</p> <p>GRUPO CONTROL (n=10) TO y fisioterapia convencional</p> <p>Duración 2sem. 5 veces por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio estático en posición sentada (% del peso corporal): ND Equilibrio de pie (% del peso corporal): ND Dependencia global (Índice de Barthel total): ND (diferencia intragrupo sólo en el GE 1) Movilidad (Índice de Barthel): ND (diferencia intragrupo diferencia intragrupo sólo en el GE 1) A las 2 y 12 semanas después del final de la intervención: ND
<p>Dean</p>	<p>1997</p>		<p>N=20 Media de edad (SD) GE: 68.2(6.7) GC: 66.9 (5.9) Ictus crónico (> 1 año)</p>	<p>GRUPO EXPERIMENTAL (n=10) Programa estandarizado: Taburete y mesa de altura modificable, plataforma de fuerza. Paciente sentado, con la mano no afectada debe alcanzar un vaso en la mesa y beber, primero hacia adelante, luego 45 ° hacia el lado no afectado, y 45 ° hacia el lado afectado.</p> <p>GRUPO CONTROL (n=10) Entrenamiento simulado, pcte sentado en silla con soporte, brazos apoyados sobre mesa, realiza tareas de manipulación con mano no afectada en distancias pequeñas.</p> <p>Duración 2sem. 5 veces por semana</p>	<ul style="list-style-type: none"> Equilibrio dinámico en posición sentada (mRT): mejor EG en las tres direcciones (p < 0,001) Tiempo de alcance dinámico (seg): Mejor GE durante el alcance ipsilateral (p = 0,008) y transversal (p = 0,001) GRF vertical a través del pie afectado (% de BW): Mejor EG durante el alcance transversal y hacia adelante (p = 0,001) Actividad muscular: Mejor EG en la pierna afectada hacia adelante (tibial anterior (p = 0,005) y sóleo (p = 0,006) Sentado a parado (seg): ND Equilibrio de pie GRF vertical: mejor EG (p = 0.002) Marcha - Prueba de caminar 10 m: ND

BBA Brunel Balance Assesment; BBS Berg Balance Scale; BPM Balance Performance Monitor; BW Body Weight; CG Control Group ; CI Intervalo de confianza del 95% (95%); CPT Fisioterapia convencional; DGI Índice dinámico de la marcha; EG Grupo experimental (TET); FAC Categorías funcionales de Categorías Funcionales de Ambulación; FTBS Escala de Equilibrio de Cuatro Pruebas; GRF Fuerzas de Reacción al Suelo; MD Diferencia de medias; MAS Escala de Evaluación Motora; mRT Prueba de alcance modificada; ND No hay diferencias entre grupos; NE No se ha evaluado RMAB Bateria de evaluación motora de Rivermead; TE Ejercicios de tronco TTE Ejercicios de entrenamiento de tronco; SS-QOL Cuestionario de calidad de vida específica del ictus; STP Protocolo de entrenamiento en sedestación.

Entrenamiento de fuerza con sobrecargas excéntricas

Durante la realización de actividades deportivas o de la vida cotidiana, en función del tipo de esfuerzo o movimiento, y de la fase del mismo, los músculos o las fibras musculares pueden activarse a la vez que mantienen su longitud constante (contracción isométrica) se “acortan” (contracción concéntrica) o se “alargan” (contracción excéntrica). En este último escenario, el sistema músculo-tendón se estira permitiendo la realización de un trabajo negativo (ej. deceleración) y la absorción de energía mecánica, que puede disiparse como calor o almacenarse como energía elástica y recuperarse mediante una contracción concéntrica inmediata (Vogt & Hoppeler, 2014).



Ilustración 4 (Vogt & Hoppeler, 2014).

Se ha observado que la estrategia de activación muscular utilizada por el sistema es específica al tipo de contracción y que durante las contracciones excéntricas, aunque la respuesta de la corteza motora está aumentada, a nivel espinal existe una inhibición de las señales descendentes de áreas supraespinales (Enoka & Duchateau, 2016b). Esto explicaría el hecho de que, en comparación con contracciones concéntricas, ante cargas submáximas, las unidades motoras reclutadas y la tasa de disparo de estas sean menores, o que durante contracciones máximas la tasa de disparo y, en algunos casos la activación voluntaria, sea menor. En definitiva, que la señal eléctrica que llega al músculo sea menor tanto en contracciones excéntricas máximas como submáximas.

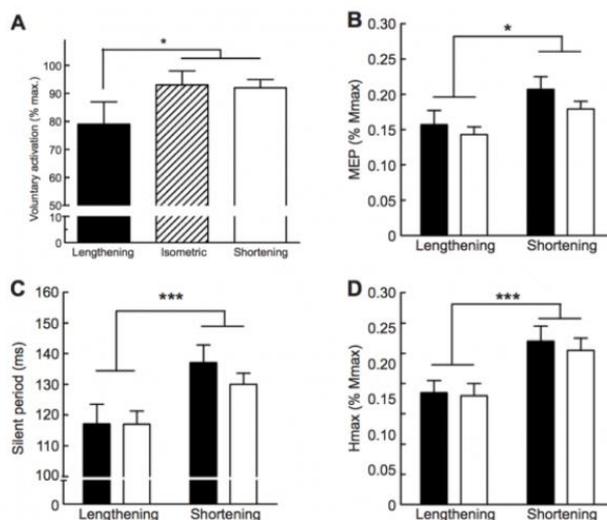


Ilustración 5 Figura 2. A) activación voluntaria B) Potencial motor evocado (MEP) C) Periodo silente D) Reflejo Hoffmann (corregido con onda M) con cargas submáximas (50%. negro) y con cargas máximas (blanco)

A pesar de esto, en la mayoría de los casos, la fuerza generada durante contracciones excéntricas es mayor que durante contracciones isométricas o concéntricas (parece que se debe a un mayor estiramiento de la región S2 de miosina y a la participación de la proteína titina) (Franchi, Reeves, & Narici, 2017). Además, durante este tipo de contracciones, a diferencia de las contracciones concéntricas, el torque no disminuye sino que, tras un aumento inicial, permanece estable a medida que aumenta la velocidad.

Una mayor capacidad para aplicar fuerza implica que para una misma carga absoluta, la energía y la actividad muscular requerida sea menor que en una contracción concéntrica. De esta manera, para una misma intensidad absoluta, la realización de contracciones excéntricas resulta en una menor actividad electromiográfica y menor gasto energético.

Sobrecarga excéntrica

Existe una amplia evidencia de que las adaptaciones de fuerza son específicas al tipo de contracción que se realiza (Douglas, Pearson, Ross, & McGuigan, 2017). Así, si quisiéramos mejorar la capacidad de contracción durante una fase excéntrica, sería necesario realizarlas durante el entrenamiento. Podríamos argumentar que la mayoría de ejercicios o movimientos que se suelen realizar presentan contracciones concéntricas y excéntricas, y que por tanto, siempre habrá mejora de fuerza durante ambas contracciones. Pero parece que no es tan sencillo.

En vista de lo comentado anteriormente, es obvio que si entrenamos con una misma carga absoluta, la carga relativa que representa será diferente en fase concéntrica y excéntrica del movimiento. Y si queremos trabajar con una misma carga relativa durante las fases concéntricas y excéntricas del movimiento, es necesario realizar un aumento de la carga (sobrecarga) en esta última.

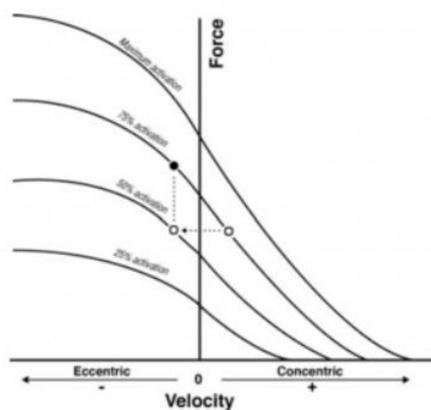


Figura 5

Ilustración 6 Figura 5 (Reeves N y col. 2009).

Beneficios de la Carga Excentrica

- **Adaptaciones funcionales:**
 - **Fuerza excéntrica:** Podría ser que una carga absoluta determinada genere una activación muscular suficiente para generar una adaptación positiva (ej. mejora de la fuerza) durante contracciones concéntricas, pero que la activación provocada en contracciones excéntricas sea insuficientes para provocar cambio alguno, siendo necesario realizar esta sobrecarga excéntrica comentada. Esto es precisamente lo que se observó en el estudio de Simon Walker y col. (2016); La realización de un programa de entrenamiento de fuerza de piernas—10 semanas de duración—provocó mejoras en el torque pico excéntrico en el grupo que había realizado una sobrecarga (carga concéntrica +40%) en la fase excéntrica de los ejercicios realizados, pero no en el grupo que entrenó de manera tradicional (misma carga en fase concéntrica que excéntrica) (Walker, Ahtiainen, & Häkkinen, 2010).
 - **Movimientos globales:** Aunque en la investigación de Walker S. y col. las ganancias en el 1RM fueron similares en ambos grupos, otros han argumentado que, debido a las diferentes adaptaciones que produce (mayor ganancia masa muscular y longitud fascículos, mayor hipertrofia a nivel distal, mayor activación voluntaria...), la sobrecarga excéntrica podría favorecer la mejora del rendimiento en movimientos que incluyen ambas contracciones. Y son varios los estudios que, efectivamente, han comprobado que sobrecargar la fase excéntrica puede aportar efectos positivos, tanto agudos (aumentar la producción de fuerza, velocidad o potencia en la subsiguiente fase concéntrica) como crónicos (aumento fuerza, velocidad o potencia tras un periodo de entrenamiento (Brandenburg & Docherty, 2002), (Walker et al., 2010), (Hortobágyi, Devita, Money, & Barrier, 2001), (Sheppard et al., 2008), (Ahtiainen et al., 2016), (Friedmann-Bette et al., 2010). Aunque los resultados no son del todo concluyentes y están supeditados a factores como el protocolo utilizado y las características individuales de las personas que realizan el entrenamiento (Lates, Greer, Wagle, & Taber, 2020), (Vicens-Bordas, Esteve, Fort-Vanmeerhaeghe, Bandholm, & Thorborg, 2018).
 - **Educación cruzada:** Se conoce que el entrenamiento unilateral puede provocar mejoras de fuerza bastante importantes en miembro no entrenado, y ya se ha demostrado que un entrenamiento con contracciones excéntricas es mas adecuado para generar estas ganancias que uno con contracciones concéntricas (Cirer-Sastre, Beltrán-Garrido, & Corbi, 2018), (Manca, Dragone, Dvir, & Deriu, 2017). Lo más curioso es que el entrenamiento excéntrico puede provocar unas adaptaciones neurales que no solo resultan en mayores ganancias de fuerza excéntrica, también de fuerza isométrica y concéntrica (Kidgell DJ y col. 2015) (aunque estas mayores ganancias en fuerza concéntrica seguramente se deban al nivel de los sujetos, es decir, personas sin experiencia en excéntrico que tienen poca capacidad de activar los músculos y que consiguen grandes adaptaciones a nivel neural). Por tanto, cuando se pretende mejorar la fuerza de un miembro que no entrena (ej. pierna con escayola), es recomendable la inclusión de contracciones excéntricas aisladas o combinadas con contracciones concéntricas.

- **Adaptaciones fisiológicas:**
 - **Hipertrofia:** Cuando se realizan de manera aislada, no parece que las contracciones excéntricas sean mejores a las concéntricas para la ganancia de masa muscular. Sin embargo, algunos han mostrado (Franchi et al., 2017) que cuando se combinan ambas contracciones, parece que los mejores resultados se obtienen cuando se realizan ejercicios con rango completo y con una sobrecarga en la fase excéntrica (aunque no parece haber una evidencia muy clara. Schoenfeld B y col. 2017). Además, parece que el entrenamiento con sobrecarga excéntrica provoca, en comparación con entrenamiento tradicional, mayor hipertrofia en la parte distal de músculo (concéntrico mayor en parte medial) (Franchi et al., 2017) y de las fibras tipo IIx (Franchi et al., 2017), (Lates et al., 2020).
 - **Arquitectura muscular:** Las modificaciones en la arquitectura muscular parece que son específicas al tipo de contracción que se realiza (Franchi et al., 2017). Las contracciones concéntricas generan un aumento en el ángulo de pennación. Por su parte, las contracciones excéntricas provocan un aumento en la longitud de los fascículos. Esta mayor longitud de fascículos, provocada por un aumento en los sarcómeros en serie, conlleva una mayor velocidad de contracción muscular y aumento de fuerza en longitudes musculares mayores, lo que podría favorecer el rendimiento y la prevención de lesiones. A priori, parece lógico pensar que un entrenamiento con sobrecarga excéntrica aumentará mas la longitud de los fascículos que un entrenamiento tradicional. Sin embargo, debido a que algunos autores han encontrado cambios en la longitud de los fascículos con entrenamiento tradicional sin sobrecarga excéntrica (Alegre, Jiménez, Gonzalo-Orden, Martín-Acero, & Aguado, 2006) ya que no se ha realizado—hasta donde conozco— ningún estudio comparativo (sobrecarga excéntrica vs tradicional), no es posible realizar dicha afirmación.
 - **Adaptaciones neurales:** Tal y como se ha comentado, en algunos casos, las personas tienen poca capacidad de activar la musculatura durante las contracciones excéntricas. Por ejemplo, Beltman y col (2004) observaron un déficit en la activación voluntaria en el cuádriceps durante contracciones excéntricas máximas, mientras que este déficit era solo del 7 y 8% en contracciones isométricas y concéntricas, respectivamente (Beltman, Sargeant, Van Mechelen, & De Haan, 2004). Se ha demostrado que este déficit se reduce con el entrenamiento y que casi no existe en atletas muy entrenados (Enoka & Duchateau, 2016a). A su vez, otros autores han argumentado que, además de por adaptaciones estructurales, las ganancias de fuerza excéntrica se consiguen mediante un incremento de la activación voluntaria de la musculatura agonista y una reducción de la coactivación de la antagonista. Además, se ha observado aumento de actividad electromiográfica durante contracciones excéntricas solo tras las realización de un entrenamiento excéntrico y no concéntrico (adaptaciones específicas al tipo de contracción). Este aumento en el registro de actividad muscular puede deberse a diferentes factores como el número y tamaño de unidades motoras, la tasa de disparo o la sincronización, pero se cree que el factor neural que mas contribuye es un aumento en la tasa de disparo de las unidades motoras (Douglas et al., 2017).

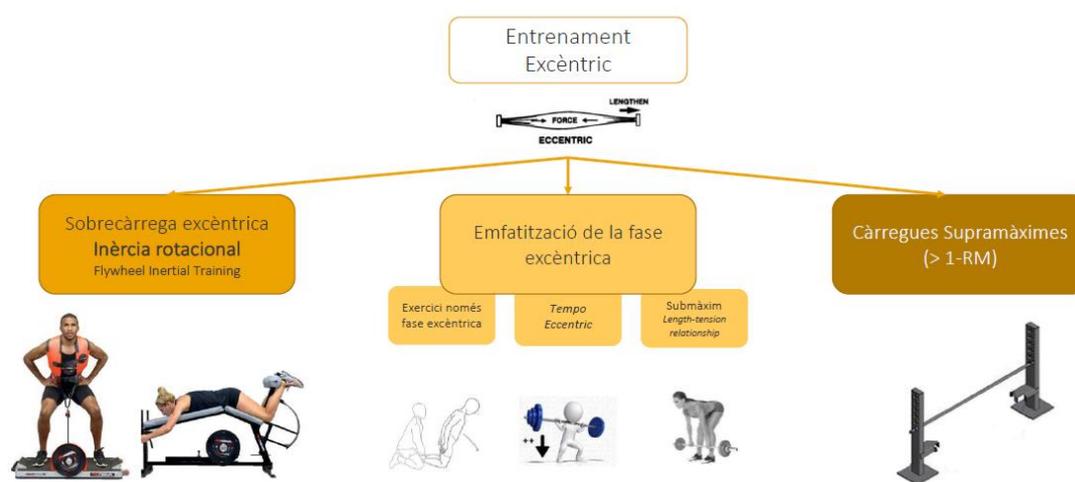
¿Cuánto es necesario aumentar la carga?

Diferentes estudios han mostrado que para conseguir que durante la fase excéntrica del movimiento exista una actividad electromiográfica similar a la fase concéntrica debe realizarse un aumento de aproximadamente un 20% sobre la carga absoluta (Franchi et al., 2017). Sin embargo, no es posible dar una recomendación general, ya que las respuestas a una misma sobrecarga excéntrica son diferentes en función de factores como la experiencia de entrenamiento, edad, nivel de fuerza o características fisiológicas (Wagle et al., 2017).

Algunas estrategias entrenamiento excéntrico

- **Máquinas isoinerciales:** Que además de sobrecarga excéntrica, nos permiten realizar movimientos en diferentes planos y vectores de fuerza.
- Enfatización en fase excéntrica
- Cargas supra máximas

Eccentric Overload



Il·lustració 7 Estratègies Entrenamiento excéntrico

Entrenamiento excéntrico en pacientes post ICTUS

El uso de contracciones excéntricas en el entrenamiento de Fuerza puede proporcionar beneficios únicos para aumentar la activación neuromuscular posterior al accidente cerebrovascular. La fuerza excéntrica se conserva más que la fuerza concéntrica después de la brazada, lo que sugiere que el entrenamiento con contracciones excéntricas puede proporcionar un estímulo de entrenamiento más intenso. Además, la evidencia de adultos sanos sugiere que los sistemas motores supraespinales se involucran de manera diferente con las contracciones excéntricas en comparación con las contracciones concéntricas. Por ejemplo, la activación cortical medida con EEG durante las contracciones excéntricas muestra un inicio más temprano, mayor magnitud y mayor área de activación. El entrenamiento con contracciones excéntricas también induce un mayor efecto de transferencia cruzada al miembro no entrenado, lo que indica una mayor participación de los mecanismos de control motor bilateral (Alejandro, Ortega, Amelia, & Cuartas, 2020).

En adultos después del ictus, Engardt y colegas (Engardt, Knutsson, Jonsson, & Sternhag, 1995) observaron que la fuerza de la pierna parética entrenada, en relación con la pierna no parética no entrenada, mejoró en un grupo entrenado excéntricamente pero no en uno concéntrico. Además, la simetría de la carga del peso corporal durante la posición de sentado a parado mejoró en el grupo excéntrico pero no en el grupo concéntrico (Engardt et al., 1995). En apoyo de estos hallazgos, una revisión de Patten et al (Patten, Lexell, & Brown, 2004) señala que las intervenciones que se han centrado en el uso de contracciones excéntricas parecen indicar mayores ganancias de fuerza que se generalizan en una función mejorada en personas después de un accidente cerebrovascular.

Clark D et al realizó un estudio para Determinar si el entrenamiento de resistencia excéntrico (ECC) es superior al entrenamiento de resistencia concéntrico (CON) para mejorar la activación neuromuscular, la fuerza y la velocidad de la marcha después de un accidente cerebrovascular. Participaron 34 adultos después de un accidente cerebrovascular en una intervención de 8 semanas (3 veces por semana) por etapas que comprendía (1) entrenamiento de resistencia solo CON o solo ECC de la pierna parética seguido de (2) entrenamiento de la marcha. Se evaluaron los cambios en la activación neuromuscular voluntaria y la potencia tanto para las piernas paréticas entrenadas como para las no paréticas no entrenadas. También se evaluaron las velocidades de marcha rápida y autoseleccionada. El grupo ECC experimentó mayores mejoras en la activación neuromuscular de los músculos paréticos de las piernas, el recto femoral y el vasto medial ($P < 0,005$), y las mayores ganancias en la potencia de las piernas paréticas (+74 % para las contracciones del ECC, $P < .0001$). ECC también tuvo una mayor educación cruzada de mayor potencia en la pierna no entrenada y no parética (12%-14%, $P = 0,006$). Los autores concluyen que el entrenamiento de resistencia ECC fue más efectivo para mejorar la activación neuromuscular bilateral, la fuerza y la velocidad de la marcha después de un accidente cerebrovascular (Clark & Patten, 2013a).

Activación cortical relacionado con el movimiento durante las contracciones musculares excéntricas

Todas las acciones motoras que involucran actividades del músculo esquelético se logran mediante tres tipos de contracciones musculares: concéntricas (acortamiento), excéntricas (alargamiento) e isométricas (longitud constante). Las Contracciones musculares excéntricas, que generan una proporción significativa de nuestros movimientos de la vida diaria [p. ej., subir escaleras (concéntricas) y bajar escaleras (excéntricas); llevarse un vaso de agua a la boca (concéntrico) y devolverlo a la mesa (excéntrico)], son menos comprendidos (Fang, Siemionow, Sahgal, Xiong, & Yue, 2001).

El potencial cortical relacionado con el movimiento (MRCP) es un cambio negativo de baja frecuencia en el registro electroencefalográfico que ocurre aproximadamente 2 s antes de la producción del movimiento voluntario. Se cree que el MRCP refleja los procesos corticales involucrados en la planificación y preparación del movimiento. MRCP se divide en dos componentes principales, potencial negativo (NP) y potencial positivo (PP). En general, se cree que la NP está relacionada con la preparación, la planificación y la ejecución del movimiento, mientras que la PP está asociada con las señales cerebrales que procesan la información de retroalimentación del sistema sensorial (Siemionow, Yue, Ranganathan, Liu, & Sahgal, 2000).

Los resultados de muchos estudios sugieren que el SNC puede controlar las acciones musculares concéntricas y excéntricas de manera diferente. Una de las observaciones más reportadas es que para que se genere una fuerza dada, las actividades electromiográficas (EMG) son más bajas durante las contracciones excéntricas que concéntricas. Un nivel más bajo de EMG en una contracción excéntrica es el resultado de que se reclutan menos unidades motoras y una tasa de descarga más baja de las unidades motoras activas.

Fang et al 2001 encontraron que los valores de MRCP (movement related cortical potential) NP (potencial negativo), que están relacionados con las actividades corticales para la preparación y ejecución del movimiento, fueron mayores durante las tareas excéntricas que concéntricas; Los valores de MRCP PP, que están asociados con el procesamiento de señales de retroalimentación, fueron mayores durante las acciones excéntricas que concéntricas; y los tiempos de inicio de la NP fueron más tempranos para las contracciones musculares excéntricas que para las concéntricas.

Este estudio muestra, por primera vez, que el cerebro planifica los movimientos excéntricos y procesa la información sensorial relacionada con los excéntricos de manera diferente a como lo hace con las contracciones musculares concéntricas. Debido a que los movimientos excéntricos son más complejos, hacen que los músculos sean más propensos al daño (DOMS) y tal vez requieran una estrategia única de reclutamiento de unidades motoras para llevar a cabo las acciones, la mayor NP puede reflejar actividades de planificación cortical adicionales o un esfuerzo para lidiar con estos "problemas especiales". La mayor magnitud de MRCP PP para las contracciones excéntricas puede indicar que se está procesando una mayor cantidad de información sensorial en el cerebro y que la actividad cortical inducida por reflejo adicional resultó del estiramiento de los músculos (Fang et al., 2001)

Ventajas del Entrenamiento Inercial

Las ventajas del entrenamiento inercial provienen del esfuerzo excéntrico. Los ejercicios con máquinas inerciales están compuestos por dos fases: la fase concéntrica y la fase excéntrica. La fase concéntrica es aquella en que el usuario aplica una fuerza tirando de la cuerda, mientras que la fase excéntrica es aquella en que la máquina, mediante la cuerda, tira de ti con la inercia generada en la primera fase.

Para realizar un ejercicio continuo, el usuario debe frenar, con un esfuerzo excéntrico, toda la inercia y así poder tirar de la cuerda otra vez.

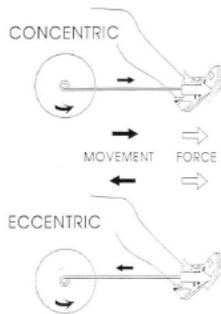


Ilustración 8 Diagrama del movimiento excéntrico y concéntrico. (Fuente: Isda.jsc.nasa.gov)

Entrenamiento Inercial en Rendimiento deportivo

La transición de esfuerzo concéntrico a excéntrico es una acción que se da en muchos deportes que implican aceleración, frenada y aceleración otra vez como puede ser el tenis, balonmano, rugby,... Las máquinas inerciales reproducen esta transición y el hecho de poder entrenarla supone un factor clave para el rendimiento en muchos deportes.

Es en esta sobrecarga excéntrica y en la transición que recaen las ventajas del entrenamiento inercial. En un estudio de Norrbrand L. (2010) [2] se investigaron las diferencias al realizar el ejercicio de extensión de rodilla con una máquina convencional o con una inercial con 70 jóvenes que no practicaban deporte habitualmente. Los resultados de este estudio demostraron que la activación muscular en el grupo que había entrenado con máquina inercial era mucho mayor, sobre todo en la fase excéntrica del movimiento, que en el grupo que había entrenado con una máquina convencional. Asimismo, los sujetos que entrenaron con máquina inercial también presentaron una mayor hipertrofia muscular debida a la mayor tensión muscular que se da en la fase excéntrica a causa de la inercia de la máquina. Otro estudio, llevado a cabo por Nuñez (2017) [3], comparó las diferencias que había en el rendimiento de dos grupos de jugadores de rugby al realizar el ejercicio high pull. Un grupo entrenaba con máquina inercial y el otro con levantamiento de peso libre. Los resultados mostraron una mejora significativa del rendimiento en el grupo que había entrenado con una máquina inercial. Concretamente era mayor la aceleración, fuerza excéntrica y velocidad pico en comparación al grupo que había entrenado con pesos libres. Recientemente, en 2017, se demostró científicamente los beneficios del trabajo con máquinas inerciales en deportistas y sujetos sanos respecto al trabajo con resistencia gravitatoria tradicional. En el artículo de Maroto-Izquierdo [4] se probó una diferencia significativa en los resultados con los distintos métodos de ejercicio muscular. Se demostró que los sujetos que habían entrenado con lo que se denomina "Flywheel resistance training with eccentric overload", que es el método de entrenamiento que usa máquinas basadas en el disco de inercia, mostraban mejoras

significativas en los siguientes aspectos: - Altura en salto vertical - Hipertrofia muscular - Potencia muscular - Velocidad al correr - Fuerza concéntrica y excéntrica

Entrenamiento Inercial Tercera Edad.

También se ha demostrado recientemente los beneficios del entrenamiento inercial en la población de edad avanzada. Mariusz Naczka [(Naczka, Marszalek, & Naczka, 2020a)] llevó a cabo un estudio en el que se sometía a 20 ancianos de 65 años o más de una residencia a un entrenamiento con tecnología inercial durante 6 semanas. Demostró que los sujetos que habían entrenado con esta metodología mostraban un aumento de la fuerza muscular en las extremidades superiores e inferiores del 23,3% y 40,6% respectivamente. Además, el entrenamiento inercial es mucho menos agresivo con las articulaciones y hay menor estrés cardiovascular. Entre otros beneficios se encuentra la reducción del tiempo de recuperación de lesiones y tendinopatías, mayor prevención de lesiones y una mejor relación beneficio/tiempo.

Entrenamiento Inercial en ICTUS

Fernández-Gonzalo et al. (2016), explora los efectos de 12 semanas de un programa de entrenamiento de Flywheel con sobrecarga excéntrica del miembro más afectado evaluando la magnitud del músculo esquelético, la fuerza y potencia, el rendimiento funcional y la función cognitiva. En cada sesión realizaron 4 series con siete repeticiones máximas consecutivas acelerando la rotación del volante durante la acción concéntrica y desacelerando en la subsiguiente acción excéntrica.

Se pidió a los alumnos que empujaran con el máximo esfuerzo durante todo el rango de movimiento en la acción CON (desde $\sim 70^\circ$ hasta casi la extensión completa), donde se desenrollaba la correa alrededor del eje del volante. Luego, a medida que la correa se rebobinaba, intentaron resistir suavemente la fuerza de inercia durante el primer tercio de la acción del ECC y, luego, aplicar el máximo esfuerzo para detener el movimiento con una flexión de la rodilla de aproximadamente 70° . Esta estrategia permitió una sobrecarga de ECC en los valores de fuerza/potencia durante los últimos dos tercios del ciclo de ECC. Una vez que el volante se detuvo, se inició instantáneamente una acción CON posterior. Se permitió un período de recuperación de 3 minutos entre series. La potencia máxima de CON y ECC se midió en todas las repeticiones.



Ilustración 9: Paciente con accidente cerebrovascular realizando ejercicio de resistencia en un dispositivo de prensa de piernas con volante. castejonm2@gmail.com

Después del entrenamiento los resultados mostraron que este entrenamiento provocó una hipertrofia sustancial (9,4%) en el cuádriceps femoral entrenado (es decir, el miembro más afectado en pacientes con derrame cerebral) acompañado por un marcado incremento en la fuerza y potencia del músculo. El miembro contra-lateral no entrenado mostró un incremento en la fuerza y potencia dinámica.

Quizás lo más interesante de este estudio es que las funciones ejecutivas, la atención y velocidad para procesar la información se incrementaron después de los ejercicios con FW. Los cambios se atribuyeron al bajo volumen y a la actividad de alta intensidad del músculo contráctil. Durante las 24 sesiones (12 semanas), la potencia del músculo entrenado se incrementó un 61% aproximadamente con un rango del 5% semanalmente. La fuerza y la potencia del miembro no entrenado también mejoró, este efecto cruzado parece ocurrir en individuos con esta enfermedad después de ejercicios de fuerza excéntricos o con sobrecarga excéntrica, pero no concéntricos

resumen el derrame cerebral o ictus es una enfermedad que interfiere en la conducción neuronal al músculo esquelético y es manifestada en disfunción neuromuscular tanto del miembro inferior más afectado como del menos afectado. Las acciones musculares excéntricas aportan unos potentes estímulos para contrarrestar este efecto.

Las adaptaciones cognitivas inducidas por el ejercicio incluyen mejoras en funciones ejecutivas. Sin embargo, la vasta mayoría de estudios tienen empleados alto volumen de ejercicios o modalidad aeróbica.

Los datos del estudio de Fernández-Gonzalo et al.(2016) sugieren que sesiones de fuerza excéntrica con sobrecarga a la máxima intensidad, comprendiendo sólo 4 minutos de actividad contráctil semanalmente, mejora la función cognitiva y ejecutiva en pacientes postictus. Aquí los ejercicios con FW proporcionan una ventaja efectiva en poco tiempo para la mejora en la masa muscular. Las acciones musculares excéntricas parecen facilitar la actividad de algunas regiones cerebrales, como son las áreas implicadas en la memoria, la fluidez verbal y la percepción del dolor, dichos aspectos mejorarían después del actual protocolo con ejercicios de flywheel. Sería interesante que estas adaptaciones se corroboraran con estudios de MRI (resonancia magnética) funcional o electroencefalomiografía.

Adicionalmente, el empleo de acciones musculares de alta intensidad ha demostrado su eficacia para mejorar las funciones vitales en pacientes con accidente cerebrovascular sin exacerbar la espasticidad (Cabanas-Valdés et al., 2013). Lo que quiere decir que el ejercicio de alta intensidad no agrava este tipo de enfermedad que tiene lugar en personas con algún trastorno motor del sistema nervioso que hace que los músculos se mantengan permanentemente contraídos y en tensión ante determinadas acciones.

Tipos de Máquinas Inerciales

Actualmente las máquinas inerciales utilizadas en el ámbito deportivo se basan en dos mecanismos parecidos pero distintos: el flywheel o volante de inercia y el cono de inercia. La principal diferencia entre estos dos mecanismos es que con el volante de inercia puedes realizar ejercicios con niveles altos de fuerza a velocidades excéntricas bajas o moderadas mientras que con la polea se pueden realizar ejercicios más específicos a una velocidad alta, pero con niveles de fuerza moderados.

- Flywheel o volante de inercia



Ilustración 10 Flywheel o volante de inercia: Imagen 3: Máquina inercial basada en el volante de inercia. (Fuente: einercial.com)

Es un mecanismo esencialmente sencillo que consta del volante de inercia unido a un eje al que se enrolla una cuerda o correa. El usuario hará girar el volante tirando de la cuerda y provocando un momento respecto al eje de rotación. Al ser el eje una barra cilíndrica, el momento que el usuario es capaz de hacer depende del radio de la barra que normalmente no es muy gruesa. Por este motivo, se debe realizar una gran fuerza excéntrica para frenar la rotación del disco. En muchas máquinas, al disco se le puede añadir pesos o incluso más discos para aumentar a voluntad la inercia del sistema y de este modo la resistencia del ejercicio. Si se añaden pesos, estos se deben distribuir de forma simétrica para evitar vibraciones no deseadas.

Hay cada vez más máquinas que incluyen el mecanismo del volante de inercia de diferentes maneras con tal de ejercitar distintos grupos musculares. Entre ellas encontramos las siguientes:

- Polea inercial cónica:



Ilustración 11 Polea Inercial cónica

Este dispositivo está constituido por un cono fijado a un disco de inercia, este está unido a un soporte que le permite girar sobre el eje que pasa por su centro y perpendicular a la base del cono. La cuerda se enrolla alrededor del cono y le transmite la fuerza que realiza el usuario sobre ella. Una vez en movimiento, la cuerda transmitirá la inercia del cono y tirará del usuario, haciendo que este deba hacer fuerza para frenarla y acelerarla otra vez en el otro sentido.

La polea es más versátil que el volante de inercia ya que mediante diferentes modificaciones se puede conseguir distintos niveles de resistencia. Normalmente la mayoría de los dispositivos permiten fijar la polea a distintas alturas con tal de poder variar el momento que se hace al tirar de la cuerda y añadir o quitar pesos para aumentar la inercia o disminuirla.

A más altura, menos radio tiene el cono por lo que se genera un momento menor y hay menos aceleración, de lo que resultan ejercicios a una velocidad más baja, pero con mucha resistencia. Por el contrario, si la polea está situada a una altura baja respecto a la base del cono, el radio de éste es mayor por lo que el momento de fuerza que se puede realizar también es mayor. Con esto se consiguen ejercicios con menos resistencia a velocidades más altas.

Aunque no haya carga gravitatoria la masa sigue aportando inercia al sistema. Algunas poleas permiten enroscar unos pesos simétricamente alrededor del cono, fijados al disco de la base, con tal de aportar más inercia y de esta manera aumentar la resistencia. Gracias a la opción de fijar la polea a diferentes alturas y agregarle diferentes pesos se pueden realizar ejercicios con mucha variedad de resistencia y velocidad.

¿Cómo regulamos la carga?

Si hemos dicho que este tipo de máquinas nos dan cargas inerciales, tendremos que irnos a la fórmula de carga inercial: $Ci=m.a$

Esto significa que podremos modificar la carga total de dos formas, aumentando la aceleración, o aumentando la masa, ¡no hay más! Esto nos abre las siguientes formas de hacerlo:

- **Modificando la altura de la última polea:** En el siguiente vídeo podéis ver como modificando la altura de la ultima polea podemos conseguir que la posición a la que llega la cuerda liándose en el cono sea más baja o menos, lo que implicará que el diámetro máximo sea mayor o menor (el mínimo siempre será el mismo, el momento 0 dónde la cuerda cambia de sentido de giro). Con este cambio (según el modelo de polea tendremos habitualmente 3-4 opciones) conseguiremos aumentar o disminuir la aceleración y con ello la carga.
- **Modificando la velocidad de ejecución del ejercicio:** Esta es sin duda la forma más sencilla, y hace que con la misma configuración del resto de elemento podamos trabajar con dos personas con capacidades diferentes sencillamente haciendo que al hacer el ejercicio lo hagan produciendo mayores o menores aceleraciones. Si por nuestro objetivo necesitamos que el ejercicio se haga con una aceleración concreta, debemos tenerlo en cuenta para manejar el resto de parámetros para conseguir la carga deseada.
- **Modificando la masa del disco de inercia:** Que no haya carga gravitacional no significa que la masa no importe, de hecho está ahí, en la fórmula, multiplicando. Por ello

podemos cambiar cuanto pesa el disco de inercia que estamos haciendo girar colocando más o menos pesas sobre él.



Ilustración 11: modificación masa y aceleración polea cónica

Hay poleas que incorporan electrónica. Gracias a un sensor rotatorio se pueden conocer los valores de potencia y aceleración tanto excéntrica como concéntrica. De esta manera se puede estudiar y monitorizar el entrenamiento con datos precisos a tiempo real. Normalmente la electrónica viene acompañada de una interfaz para que se puedan visualizar estos valores en una tablet o un teléfono móvil.

¿Y cómo medimos la carga?

Si tenemos en cuenta las 3 formas anteriores de variar la carga tendremos bastante claro que el resultado final puede ser enormemente variable, por lo que se hace realmente difícil medir la carga que estamos creando sin ningún medio que nos ayude. Básicamente podríamos tener los siguientes:

- **Uso de un encoder:** Muchas de estas máquinas traen ya incorporadas un encoder que midiendo la velocidad de giro del cono e introduciendo otros datos nos permitirán conocer la potencia generada, normalmente en tiempo real. Esto nos permite incluso poder trabajar con un porcentaje de pérdida para medir la fatiga y comparar el rendimiento de nuestro cliente tanto inter como intra sesiones. La marca pionera en este tipo de dispositivos fué Smartcoach, y a día de hoy sus dispositivos siguen siendo referencia en el mercado. Si nuestra máquina no lo trae existen opciones, como las que comercializa Chronojump, de colocarle un encoder y usar su propio software que además es gratuito.
- **Galga de fuerza:** Este elemento es un dispositivo que se coloca en la cuerda de la que tiramos, y mediante unos sensores muy precisos miden la deformación de esa pieza y por tanto la fuerza que está recibiendo que será la misma que recibiremos

- nosotros. En el mercado hay pocos dispositivos de este tipo tienen un precio bastante elevado (como éste que además hace necesario tener un “Musclelab”), aunque Chronojump dispone de un dispositivo a un precio más asequible, si bien su software a día de hoy sólo nos da datos en isométrico (esperamos que en próximas actualizaciones pueda llegar a funcionar con este tipo de dispositivos)
- **Percepción subjetiva del esfuerzo:** Si no tenemos el medio anterior deberemos conformarnos con la percepción de nuestro cliente, aspecto que es realmente interesante entrenar incluso aunque contemos con el encoder.

Otra ventaja de las poleas cónicas es que se pueden combinar con otras poleas, estructuras y agarres para realizar múltiples ejercicios adaptados a las necesidades de cada usuario. En las siguientes imágenes se pueden ver diferentes montajes de la polea con múltiples accesorios para realizar ejercicios específicos.

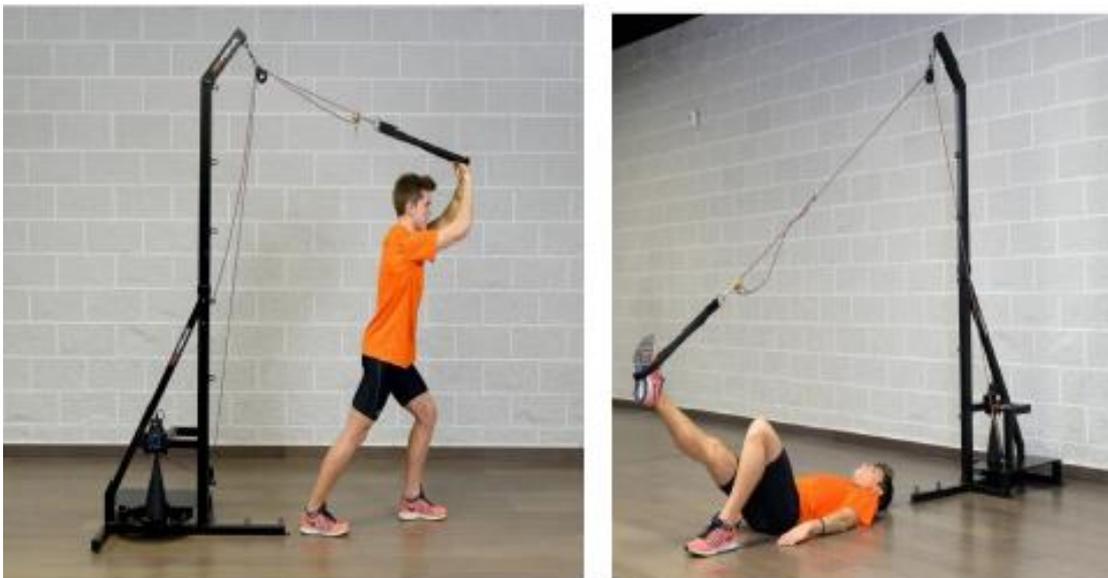


Ilustración 12: Estructura para anclar poleas inerciales

Especificaciones de la Polea Inercial cónica

En este apartado se definirán los requerimientos básicos que debe cumplir el diseño.

- Modularidad: Debe tener un formato reducido y compacto para poder ser transportada y manipulada con facilidad. Se debe poder acoplar y fijar a los diferentes módulos de manera rápida y sencilla.
- Dimensiones: No debe ser más grande de 0,3x0,3x0,3 metros. –
- Masa: < 15kg.
- Resistencia a la corrosión.
- Vida útil: más de 5 años.
- Precio aproximado de venta: Se estima que el coste de fabricación se sitúa normalmente alrededor del 30% del precio de venta.



Ilustración 12 Vista explosionada de los componentes del ensamble de la polea inercial cónica

Hipótesis

El entrenamiento del tronco o Core mediante ejercicios con sobrecargas excéntricas del Core Stability mejoran el control y la función del tronco y del equilibrio dinámico en sedestación y bipedestación en la fase subaguda del ictus, los cuales son prerequisites indispensables para obtener un óptimo equilibrio y control postural en la bipedestación, la marcha y las actividades de la vida diaria.

Objetivos

1. Diseñar un programa de ejercicios utilizando sobrecargas excéntricas mediante volantes o poleas inerciales para el tratamiento del equilibrio en sedestación y bipedestación de pacientes que se encuentran en fase subaguda del ictus
2. Evaluar la evidencia existente hasta el momento referente al entrenamiento del tronco basado en ejercicios musculares, para mejorar el equilibrio funcional en sedestación, control y rendimiento del tronco, equilibrio en bipedestación, marcha, actividades de la vida diaria, movilidad y calidad de vida en los pacientes postictus.
3. Evaluar si la aplicación de un programa de ejercicios de Core Stability mediante poleas inerciales disminuye el tiempo en adquirir el equilibrio en bipedestación y el efecto de transferencia o carry over en el reaprendizaje del patrón de la marcha en pacientes en fase subaguda de ictus.
4. Evaluar si la aplicación de un programa de ejercicios con sobrecargas excéntricas versus los tratamientos convencionales disminuye el riesgo de caídas en pacientes en fase subaguda.

Material y Métodos

Metodología

Este TFM está configurado en dos partes. La metodología es la necesaria para responder a los objetivos enumerados anteriormente y que corresponde a cada parte de este Trabajo.

El primer paso en este trabajo consistió en la realización de una búsqueda bibliográfica sobre el ACV, con el objetivo de definir que es un ICTUS y explicar las consecuencias derivadas de un ACV. Posteriormente se ha realizado una revisión sistemática (RS) para identificar y evaluar críticamente la evidencia disponible hasta el momento referente a la efectividad del entrenamiento del tronco con ejercicios musculares terapéuticos para mejorar el equilibrio en sedestación y control de tronco en los pacientes que han sufrido un ictus.

Más concretamente, la información se ha extraído de revistas científicas accesibles en bases de datos como e Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL), MEDLINE (PubMed), EMBASE, CINAHL, PEDro, Scielo, Web of science, Scopus and REHABDATA Database y Google Scholar. Se han consultado también sitios web especializados como Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitaci3n y Stroke Engine. Las palabras clave que se han utilizado durante la investigaci3n han sido: “stroke”, “neurorehabilitaci3n”, “training”, “Core Stability AND stroke”, “eccentric training AND stroke”, “Flywheel”, “isoinertial” “Flywheel training” OR “flywheel exercise” AND “overload eccentric” AND “stroke patients. El análisis indica que existe escasa literatura científica sobre la influencia del entrenamiento con sobrecargas excéntricas utilizando poleas inerciales en pacientes de ictus. Fernández-Gonzalo et al. (2016), explora los efectos de 12 semanas de un programa de entrenamiento de polea inercial con sobrecarga excéntrica del miembro inferior más afectado evaluando la magnitud del músculo esquelético, la fuerza y potencia, el rendimiento funcional y la funci3n cognitiva y concluye que el ejercicio de resistencia del volante de sobrecarga con ECC que comprende 4 minutos de actividad contráctil por semana ofrece una poderosa ayuda para recuperar la masa muscular y la funci3n, y el rendimiento funcional en personas con accidente cerebrovascular. Siguiendo esta línea de razonamiento, este trabajo pretende ser un punto de partida en la investigaci3n de los efectos de las sobrecargas excéntricas en personas con secuelas de un ictus con el objetivo de buscar nuevas opciones para la rehabilitaci3n de este tipo de pacientes.

El segundo paso de este trabajo consiste en una propuesta de intervenci3n con el objetivo de evaluar el efecto que produce un tratamiento de fisioterapia/preparaci3n física basado en el entrenamiento del CORE Stability mediante ejercicios musculares con sobrecarga excéntrica utilizando poleas inerciales para mejorar el control del tronco y equilibrio dinámico en sedestaci3n y observar la transferencia que producen estos ejercicios en el equilibrio en bipedestaci3n, marcha y en actividades de la vida diaria en la fase subaguda de pacientes de ICTUS.

Material

Respecto a la propuesta del programa de entrenamiento de Core Stability, se necesitarían los siguientes materiales:

- ✓ **Tecnología iso-inercial sensorizada:** se trata de una polea cónica de dimensiones reducidas y transportable. Permite realizar ejercicios de tren superior e inferior, así como desplazamientos y trabajo de estabilización central. Lleva incorporado un sensor rotatorio que se puede conectar a un software de valoración.
- ✓ **Ordenador Portatil:** para conectar el sensor de la máquina iso-inercial con el software de valoración.
- ✓ **Software de valoración Chronojump:** es un instrumento informático para la medida, la gestión y el análisis estadístico de datos relacionados con acciones motrices. Registra y evalúa saltos, carreras, ejercicios con pesas y máquinas inerciales. Mide ritmos y tiempo de reacción, la fuerza, la potencia, velocidad, resistencia, coordinación y agilidad. Se compone de un software cliente Chronojump, que comunica con el usuario, con el hardware Chronopic y con el servidor; de un hardware abierto Chronopic, que cronometra la duración de las fases de uno o varios dispositivos de mide y envía los datos al software; de dispositivos de medida como plataformas de contacto, células fotoeléctricas, encoder o pulsadores para detectar si existe o no contacto.

Hay poleas que incorporan electrónica. Gracias a un sensor rotatorio se pueden conocer los valores de potencia y aceleración tanto excéntrica como concéntrica. De esta manera se puede estudiar y monitorizar el entrenamiento con datos precisos a tiempo real. Normalmente la electrónica viene acompañada de una interfaz para que se puedan visualizar estos valores en una tablet o un teléfono móvil.

- ✓ **Material de soporte:** ayudas técnicas tipo manoplas u ortesis por facilitar la posición de coger de la mano a la hora de ejecutar los ejercicios.
- ✓ **Otros materiales:** Cajon tipo plyo Box y plataformas inestables (Air Pad).

Propuesta de Programa de entrenamiento del tronco con Sobrecargas excéntricas

Diseño y descripción del estudio

Tipología del estudio

Se trata de un ensayo clínico, de dos intervenciones con evaluación antes-después, dirigido a pacientes postictus en fase subaguda (>3 meses)

Participantes y selección de la muestra

La población de estudio serán pacientes adultos en fase subaguda del ACV ingresados en una unidad de convalecencia para su recuperación funcional.

Cálculo de la muestra

El cálculo del número necesario de individuos a reclutar se realizará teniendo en cuenta el diseño del estudio (ECA) y las principales variables de respuesta planteadas:

- ✓ la escala TIS 2.0 (versión española), que es una versión mejorada de la TIS.
- ✓ la *Functional in Sitting Test* (FIST)
- ✓ Test de Tinetti o POMA
- ✓ Mini Bestest (marcha)
- ✓ Berg Balance Scale (BBS) (caídas)
- ✓ Índice de Barthel (IB)

Para el cálculo se utilizará la fórmula de diferencia de medias, teniendo en cuenta un nivel de significación del 5% y una potencia estadística del 80%.

Reclutamiento de los pacientes participantes

Los pacientes que ingresan en diferentes unidades de convalecencia de la provincia de Barcelona, para recuperación funcional tras un ictus, son valorados en un plazo de 24 horas por el médico y fisioterapeuta de las unidades. Es el médico y el fisioterapeuta quien realizan un primer cribaje. La propuesta para identificar los candidatos a participar en el estudio sería mediante comunicación con el médico de la unidad, que en el caso de detectar algún posible candidato a participar en el estudio se pondría en contacto con el investigador principal, quien tras revisar la historia clínica y realizar una valoración inicial, determinara si el paciente cumple o no los criterios de inclusión.

En caso de que el paciente cumpla con los criterios de inclusión se explicara al paciente y familiares las características del estudio. En el caso que el paciente acepte participar se solicitará la firma del consentimiento informado.

Criterios de selección de los participantes

Criterios de Inclusión

- ✓ Adultos (≥ 18 años de edad) ingresados que hubieran sufrido su primer ictus y se hallaran en la fase subaguda (≤ 3 meses).
- ✓ El origen del ictus podía ser isquémico o hemorrágico confirmado mediante resonancia magnética (RM) o tomografía computerizada (TAC).
- ✓ Pacientes que presenten control del tronco en sedestación. Es decir, que son capaces de permanecer sentados en cama, camilla o silla (apoyo únicamente de medio fémur sobre cama, camilla o silla) sin ningún soporte en la espalda o extremidades superiores, las caderas y rodillas deben encontrarse en flexión de 90° y los pies deben estar planos sobre la superficie de apoyo. Bajo estas circunstancias el paciente debe ser capaz de inclinarse 30° hacia el lado sano y hacia el lado parético, para luego volver a la posición inicial en el plano vertical.
- ✓ Que fueran capaces de entender las instrucciones
- ✓ Haber leído y firmado hoja de consentimiento informado de los participantes.

Criterios de Exclusión

- ✓ Ictus hemorrágico con tratamiento quirúrgico
- ✓ Pacientes con dependencia funcional severa (índice de Barthel -60 puntos)
- ✓ Otra enfermedad neurológica que pudiera afectar el equilibrio
- ✓ Problemas ortopédicos que afectaran a su capacidad funcional
- ✓ Déficits cognitivos severos
- ✓ Enfermedades cardíaca-respiratorias graves no controladas
- ✓ Pacientes con déficit visual previo (retinopatía, cataratas...)
- ✓ Pacientes diagnosticados de Apraxia
- ✓ Pacientes diagnosticados de afasia de comprensión o afasia mixta
- ✓ Heminegligencia

Variables y mediciones

Durante la valoración inicial se registrarán las siguientes variables:

Variables sociodemográficas:

- Fecha de nacimiento
- Sexo (hombre o mujer)
- Lugar de nacimiento (país)
- Municipio de residencia
- Nivel de estudios
- Profesión

- Dominancia (diestro o zurdo)
- Cuidador (si o no)
- Antecedentes patológicos

Variables clínicas

- Isquémico o Hemorrágico
- NIHSS (severidad ICTUS al ingreso en hospital e agudos)
- Tipo de tratamiento recibido
- Diagnóstico de Disfagia

Variables funcionales

- Valoraciones realizadas al inicio, a los 45 días y a los 90 días:
 - Control del tronco y equilibrio
 - La escala TIS 2.0 (versión española), que es una versión mejorada de la TIS.

El TIS fue desarrollado por Verheyden et al. (Geert Verheyden, Godelieve Nuyens, Alice Nieuwboer, Pol Van Asch, Piet Ketelaer & 66, 2006), y tiene como objetivo evaluar el tronco en pacientes que han sufrido un ictus (Verheyden et al., 2004)

Tal como lo describe Verheyden (Verheyden, Nuyens, et al., 2006), el TIS evalúa el equilibrio estático y dinámico sentado y la coordinación del tronco en una posición sentada.

La subescala estática investiga: (1) la capacidad del sujeto para mantener una posición sentada con los pies apoyados; (2) la capacidad de mantener una posición sentada mientras las piernas se cruzan pasivamente, y (3) la capacidad de mantener una posición sentada cuando el sujeto cruza las piernas activamente.

La subescala dinámica contiene ítems sobre flexión lateral del tronco y elevación unilateral de la cadera. Para evaluar la coordinación del tronco, se le pide al sujeto que gire la parte superior o inferior de su tronco 6 veces, iniciando los movimientos desde la cintura escapular o desde la cintura pélvica, respectivamente. Para cada ítem se utiliza una escala ordinal de 2, 3 o 4 puntos. En las subescalas de coordinación y equilibrio sentado estático y dinámico, las puntuaciones máximas que se pueden alcanzar son 7, 10 y 6 puntos.

La puntuación total de TIS oscila entre 0 para un rendimiento mínimo y 23 para un rendimiento perfecto.

En una versión reciente del TIS (versión 2.0) para adultos, se eliminó la subescala estática debido a un efecto techo, la puntuación total oscila entre 0 y 16 puntos (Verheyden & Kersten, 2010). (Verheyden & Kersten, 2010)

La Escala de deterioro del tronco (TIS) es una nueva herramienta para medir el deterioro motor del tronco después de un accidente cerebrovascular. El TIS evalúa el equilibrio estático y dinámico al sentarse, así como la coordinación del movimiento del tronco. El TIS tiene suficiente confiabilidad, consistencia interna y validez para su uso en la práctica clínica y la investigación de accidentes cerebrovasculares.

La fiabilidad intraobservador e interobservador es alta. Test/retest y fiabilidad interobservador para la puntuación total TIS (ICC) - 0,96 y 0,99, respectivamente. Los límites de concordancia del 95% para el test/retest y el error de medición entre examinadores - 2/2,90, 3,68 y 2/1,84, 1,84, respectivamente. Los coeficientes alfa de Cronbach para la consistencia interna oscilan entre 0,65 y 0,89.

- la **Functional in Sitting Test (FIST)**

El Test de Función en Posición Sentada, o FIST, es un examen clínico de 14 ítems, basado en el rendimiento basado en el rendimiento del equilibrio en posición sentada. El FIST fue diseñado para ser administrado en el hospital por un fisioterapeuta u otro proveedor de atención médica. La administración debería durar aproximadamente de cinco a diez minutos. Esto puede variar dependiendo de la necesidad de reposicionar al paciente y de las necesidades de redirección o descansos. Se pide a los pacientes que realicen actividades básicas de la vida diaria en posición sentada y un examinador puntúa su rendimiento con una escala ordinal de 0 a 4 puntos. Para facilitar la puntuación, la escala de puntuación es la misma para cada elemento de la prueba

El propósito del FIST es cuantificar el rendimiento del paciente en tareas funcionales específicas tareas funcionales de sentado. El FIST puede utilizarse para seguir los cambios en el equilibrio en sedestación a lo largo del tiempo ya que las dos escalas se complementan y están validadas para pacientes postictus (Cabanas-Valdés et al., 2017),(Sung et al., 2016), (Gorman, Harro, Platko, & Greenwald, 2014),(Ousley CM, Isaac ZJK, Wajda DA, Rice LA, 2015), (Gorman, Rivera, & McCarthy, 2014), (Mustille R, Petersen H, Abele J, 2013), (Gorman, Radtka, Melnick, Abrams, & Byl, 2010)

- **Test de Tinetti o POMA**

La escala de Marcha y Equilibrio de Tinetti (POMA) corresponde a la línea de las Medidas Basadas en la Ejecución y fue realizada por la Dra. Tinetti de la Universidad de Yale en 1986. La escala de Marcha y Equilibrio de Tinetti (POMA) fue originalmente creada para usar en personas mayores institucionadas (Canbek, Fulk, Nof, & Echternach, 2013).

También ha sido utilizada en patologías crónicas, en las que los pacientes son independientes o requieren mínima ayuda para las actividades básicas de la vida diaria (Sterke, Huisman, Van Beeck, Looman, & Van Der Cammen, 2010).

Está formada por dos subescalas: la subescala de equilibrio y la subescala de marcha y su objetivo principal es detectar qué ancianos presentan riesgo de caída (Tinetti, 2003).

La subescala de equilibrio está compuesta por 9 ítems (Guevara & Lugo, 2012), a través de los cuales se pretende valorar la capacidad del paciente para mantener el control postural mientras está sentado en una silla, mientras se levanta de la misma, durante el periodo inmediato tras levantarse, en bipedestación con los ojos abiertos y cerrados, mientras da un giro de 360º y el equilibrio reactivo. El equilibrio reactivo es la habilidad de mantener el control postural mientras que un impulso externo intenta desestabilizar al paciente.

La subescala de marcha está compuesta por 7 ítems¹⁶, a través de los cuales se valora la simetría del paso, la iniciación de la marcha, la base de sustentación, la fluidez del paso, la longitud del paso, la trayectoria y la postura durante la marcha . Algunos ítems se puntúan con 0 o 1, mientras que otros se puntúan con 0, 1 o 2. Se puntúa como 0 cuando la persona no logra o no mantiene la estabilidad en los cambios de posición o tiene un patrón de marcha inapropiado; se puntúa como 1 cuando logra los cambios de posición o presenta patrones de marcha con compensaciones posturales; se puntúa como 2 cuando el sujeto no presenta dificultades para ejecutar las diferentes tareas de la escala (Wrisley & Kumar, 2010) La puntuación 0 se considera una condición anormal, la 1 adaptativa y la 2 normal. En los ítems para los que no exista la puntuación 2, se puntuarán como normales (puntuación 1) o anormales (puntuación 0). La puntuación máxima del equilibrio es 16 y la de la marcha 12, siendo por tanto la total 28 (Sterke et al., 2010).

App Escala de Tinetti

“Herramienta de valoración mediante la escala de Marcha y Equilibrio (POMA).” (Fernandez Caballero, 2019).

- Mini Bestest

En la medición del equilibrio surgen diferentes líneas a tener en cuenta, tales como son las vías sensitivas, las vías motoras, o la orientación en el espacio; siendo muy difícil valorar este de forma objetiva con una simple prueba.

El Balance Evaluation Systems Test (BESTest), es una herramienta útil de valoración y entrenamiento del equilibrio desarrollada por **Horak** (Fay B Horak, Diane M Wrisley, 2009). Este test pretende dar respuesta al modelo de control postural propuesto por esta misma autora, evaluando:

- Los ajustes biomecánicos.
- Los límites de estabilidad.
- Las respuestas posturales.
- Los ajustes posturales anticipatorios.
- La orientación sensorial

- El equilibrio dinámico durante la marcha
- Los efectos cognitivos.

Esta herramienta de evaluación es apropiada para cualquier edad y gravedad de pacientes ambulatorios, con enfermedad de Parkinson, ataxia cerebelosa, trastornos vestibulares, neuropatía, lesión cerebral, esclerosis múltiple, accidente cerebrovascular, parálisis cerebral, déficit cognitivo y otros trastornos del equilibrio.

Es una evaluación sensible y cuantitativa del equilibrio que permite identificar déficits sutiles y evoluciones en el tratamiento.

El tiempo que se emplea en su aplicación es de aproximadamente 10 minutos.

El test original cuenta con 27 ítems, existiendo una versión abreviada de 14 ítems, el MiniBest, el cual permite evaluar los ajustes anticipatorios, las estrategias reactivas, la orientación sensorial y la marcha dinámica; en este, la puntuación máxima es de 28 puntos, valorándose cada ítem del 0 al 2 ("0" indica el nivel de funcionalidad más bajo y el "2" el nivel de funcionalidad más alto). Dicha escala consta de cuatro sub-escalas (14 ítems): la subescala anticipatorio (3 ítems), subescala control postural reactiva (3 ítems), orientación sensorial (3 ítems) y la subescala marcha dinámica (5 ítems). Estos ítems valoran los diferentes sistemas que forman el equilibrio: limitaciones biomecánicas, límites de estabilidad, respuestas posturales, ajustes posturales anticipatorios, orientación sensorial, equilibrio dinámico y efectos cognitivos durante la marcha. Las puntuaciones se basan en la calidad de movimiento, asignando 2 puntos si es normal, 1 punto si se evidencia un déficit moderado y 0 puntos si el déficit es severo. Si el paciente necesita soporte externo, en alguno de los ítems, se resta un punto sobre la puntuación obtenida y si necesita ayuda del fisioterapeuta la puntuación es de 0. En las situaciones de hemiparesia, se procede a evaluar ambos hemicuerpos, reflejándose la peor puntuación (Duclos, Duclos, & Mesure, 2017).

- Berg Balance Scale (BBS)

El Berg Balance Scale fue desarrollada en 1989 como una medida cuantitativa del estado funcional del equilibrio en ancianos, cuya validez, fiabilidad y sensibilidad al cambio han sido demostradas también en pacientes hemipléjicos (3-4).

La escala de Berg comprende 14 ítems (puntuación comprendida 0-4). Las puntuaciones totales pueden oscilar entre 0 (equilibrio gravemente afectado) a 56 (excelente equilibrio).

Los pacientes deben completar 14 tareas mientras el examinador califica el desempeño del paciente en cada tarea. Elementos de la prueba son representativos de las actividades diarias que requieren equilibrio, como sentado, de pie, inclinándose, y dar un paso. Algunas tareas se clasifican de acuerdo a la calidad de la ejecución de la tarea, mientras que otras son evaluadas por el tiempo necesario para completar la tarea.

Específicamente, los resultados se interpretan como:

- 0-20: alto riesgo de caída
- 21-40: moderado riesgo de caída
- 41-56: leve riesgo de caída

En promedio, los pacientes con puntuaciones menores de 40 tienen casi doce veces más probabilidades de caer que aquellos con puntuaciones superiores a 40. Puntuaciones inferiores a 45 de los 56 son generalmente aceptados como indicadores de alteración del equilibrio. En diversos artículos establecen como punto de corte de 45 puntos de 56 para una deambulación independiente segura (K. O. Berg, Wood-Dauphinee, Williams, & Maki, 1992).

También según las puntuaciones obtenidas en la escala de Berg nos permite obtener información de su capacidad motora y funcional.

Podemos establecer 5 grupos:

- Grupo de inicio de bipedestación (33-39)
- Grupo de inicio de marcha (40-44)
- Marcha con/sin ayudas técnicas (45-49)
- Marcha independiente (50-54)
- Marcha funcional (55-56)

Por tanto, el Berg Balance Scale es una herramienta de evaluación utilizada para identificar el deterioro del equilibrio durante las actividades funcionales. Los resultados también pueden ser útiles en el desarrollo de tratamientos que restauren el equilibrio del paciente y la movilidad o la identificación de las intervenciones para ayudar al paciente a evitar las caídas. La prueba también puede ser usada para evaluar y documentar el progreso en el tiempo (Jang, 2009), (Tyson, Hanley, Chillala, Selley, & Tallis, 2007).

▪ Marcha

Marcha: La variable marcha se valoró mediante la sub-escala de la marcha dinámica incluida en el Mini BESTest, la cual está constituida por 5 ítems.

▪ Riesgo de caídas

Se empleará la BBS. De acuerdo a la puntuación obtenida se determinó el riesgo de caídas: < 20 puntos: alto riesgo, 21-40 puntos: riesgo moderado, 41-56 puntos: riesgo leve.

▪ Actividades de la vida Diaria

Índice de Barthel (IB): Es un cuestionario de 10 ítems que valora la independencia para el desarrollo de las ABVDs: comer, lavarse, vestirse, arreglarse, continencia fecal, continencia urinaria, ir al retrete, trasladarse del sillón a la cama, deambulación y subir y bajar escaleras. La puntuación va de 0 a 100 puntos, siendo 0 indicador de dependencia total y 100 independencia máxima (Solís, Arrijoja, & Manzano, 2005).

- Software de Valoración Chronojump:

Permitirá valorar parámetros de fuerza, velocidad, potencia, duración y rango de movimiento en los ejercicios propuestos de Core Stability.

Evaluación de las variables

Firma del Consentimiento Informado por el paciente

Valoración inicial que se repetirá a los 45 días y a los 90 días

Las variables incluidas en cada visita se han especificado en el apartado anterior.

A continuación, se muestra el esquema del proceso de recogida de las variables.

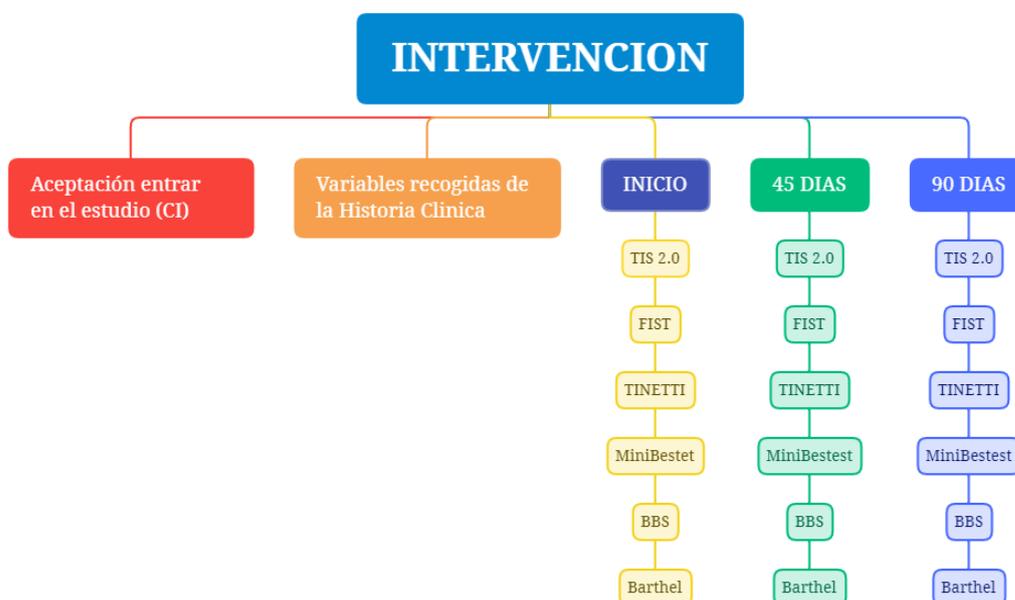


Ilustración 13: Cronograma del proceso de recogida de datos

Descripción de la intervención

Todos los pacientes seguirán el programa de fisioterapia convencional provisto por el centro para pacientes con ictus, por un período de 13 semanas, consistente en una 1 hora de tratamiento al día, 5 veces a la semana (total 63 sesiones).

Además, en cada sesión, al grupo experimental se le añadirá 15 minutos de entrenamiento de ejercicios de *Core Stability mediante poleas inerciales para trabajar con sobrecargas excéntricas*, realizados de forma sistemática, repetitiva y divididos en 3 niveles de dificultad creciente.

Las sesiones se monitorizarán con el software de valoración Chronojump.

La diferencia entre el Grupo 1 “Habitual” y el Grupo 2 “Intervención” reside en las características del tratamiento. Mientras que el grupo control realiza el tratamiento convencional de fisioterapia durante los 60 minutos de la sesión, los pacientes del grupo

experimental realizaran 45 minutos del tratamiento convencional y 15 minutos del programa propuesto de ejercicios de CORE Stability con poleas inerciales para trabajar sobrecargas excéntricas. Es decir, que en los pacientes del grupo experimental, el fisioterapeuta encargado deberá realizar 15 minutos de ejercicios centrado en sobrecargas excéntricas.

Periodos

Las 13 semanas (63 sesiones) del programa de entrenamiento se divide en 4 periodos:

- ✓ **Periodo 1:** De una duración de 1 semana con 3 sesiones de familiarización con el material y la técnica.
- ✓ **Periodo 2:** De una duración de 4 semanas, 5 veces a la semana (20 sesiones) en donde se le añadirá 15 min de Ejercicios de Core Stability con poleas inerciales realizados en sedestación. Para iniciar el periodo 2 del programa, el paciente debe presentar un adecuado equilibrio en sedestación, siendo, además capaz de inclinarse 30º hacia cada lado y volver al plano vertical. Dentro de esta etapa se llevarán a cabo 3 ejercicios de Core Stability: Antiextension, Antirotación y antiflexionlateral.
- ✓ **Periodo 3:** De una duración de 4 semanas, 5 veces a la semana (20 sesiones) en donde se le añadirá 15 min de Ejercicios de Core Stability (mismos ejercicios periodo 2) con poleas inerciales realizados en sedestación sobre una Superficie inestable (balance pad). Dentro de esta etapa se llevarán a cabo 3 ejercicios de Core Stability: Antiextension, Antirotación y antiflexionlateral.
- ✓ **Periodo 4:** De una duración de 4 semanas, 5 veces a la semana (20 sesiones) en donde se le añadirá 15 min de Ejercicios de Core Stability (mismos ejercicios periodo 3) con poleas inerciales realizados en bipedestación. Una vez el paciente es capaz de permanecer durante 30 segundos en bipedestación sin necesidad de soporte ni de ayuda externa, se pueden iniciar los ejercicios del periodo 4. Dentro de esta etapa se llevaran a cabo 3 ejercicios, los cuales se realizaran en bipedestación, de Core Stability: Antiextension, Antirotación y antiflexionlateral



Il·lustració 14: Cronograma de la Intervenció

A continuació, se explica en que consisten les 2 intervencions, el programa “habitual” i el programa “intervenció”.

GRUPO HABITUAL

La rehabilitació de cada pacient que ingressa en un centre de convalescència per a recuperació funcional després d'un ACV, se basa en el desenvolupament d'un pla de tractament individualitzat i consensuat amb el pacient, per a això inicialment se durà a terme una valoració mèdica que determinarà la idoneïtat del tractament per al pacient, un diagnòstic neurològic i un diagnòstic funcional i se elaborarà un pla terapèutic (Intensiu o semintensiu) sempre tenint en compte les inquietuds personals de cada pacient.

El tractament habitual ofert per les fisioterapeutes combina tècniques manuals (movilitzacions passives, actiu assistit o resistit, estiraments i massatge), agents físics (electroteràpia o magnetteràpia) i exercicis basats en el control i l'aprenentatge motor mitjançant exercicis del concepte Bobath o en l'exercici terapèutic cognoscitiu. Totes aquestes tècniques busquen mantenir i/o recuperar el reclutament motor, recorregut articular, guiar una adequada organització del moviment actiu, reentrenar el control postural i l'equilibri i reeducar el patró de la marxa.

GRUPO INTERVENCION

Com es ha mencionat anteriorment, el programa proposat s'aplicarà al grup experimental durant 15 minuts.

Totes les fisioterapeutes dels centres de convalescència rebran una formació teòrico-pràctica d'una hora i mitja de duració, tres setmanes abans de començar l'estudi. Una vegada iniciat l'estudi, se realitzaran dues sessions formatives addicionals amb l'objectiu de aclarir dubtes o conceptes referents al programa d'exercicis. La primera d'aquestes sessions se realitzarà 15 dies després de començar l'estudi i la segona 30 dies després.

Com ja s'ha mencionat anteriorment, el programa d'exercicis proposat consta de 3 nivells. Tots els pacients començaran en el nivell 1. En el nivell 3 tots els participants han de ser capaços de mantenir-se més de 30 segons en bipedestació sense ajuda ni suport extern. És a dir, que si per exemple al finalitzar el nivell 2, el pacient no podia mantenir-se més de 30 segons en bipedestació no pot passar a exercicis del nivell 3.

Ejercicios

En todos los ejercicios de *core* expuestos, la musculatura abdominal actúa como sinergista estabilizando la columna. El hecho de que el vector se origine en una extremidad superior como es el brazo, que está desplazado lateralmente con respecto a la línea media del cuerpo, creará un torque o momento de fuerza en la columna solicitando la activación de los músculos rotadores del tronco (oblicuo interno y externo).

Destacar que la activación de estos músculos del tronco se producirá siempre a través de una contracción isométrica sin variar la longitud del músculo, ya que no puede haber movimiento en el raquis. Además, la mayor solicitud se producirá en la fase excéntrica debido a la sobrecarga generada por la máquina inercial. Concretamente se producirá cuando haya un mayor brazo de palanca entre el agarre y la articulación glenohumeral.

▪ Periodo 2

3 Ejercicios de *Core Stability con poleas inerciales* realizados en sedestación.

- **Anti-extension:** ejercicio cuyo propósito será resistir la extensión de la columna.

Ejercicio 1: Press Frontal unilateral sedestación con polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands).

- **Antiflexión lateral:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la flexión lateral (inclinarse a ambos lados) de la columna.

Ejercicio 2: Adducción glenohumeral en sedestación con polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands).

- **Antirotación:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la rotación de la columna lumbar.

Ejercicio 3: Giro antirotación en sedestación con polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands).

- **Periodo 3**

Material → **Balance Pad** es un nombre de producto perteneciente a la empresa Airex. Un Balance Pad no es más que una estera pequeña y gruesa hecha de espuma especial.



Ilustración 15 Balance Pad

3 Ejercicios de Core Stability con poleas inerciales realizados en sedestación con inestabilidad (Balance Pad).

- **Anti-extension:** ejercicio cuyo propósito será resistir la extensión de la columna.

Ejercicio 1: Press Frontal unilateral sedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

- **Antiflexión lateral:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la flexión lateral (inclinarse a ambos lados) de la columna.

Ejercicio 2: Adducción glenohumeral en sedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica 5 días por semana

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

- **Antirotación:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la rotación de la columna lumbar.

Ejercicio 3: Giro antirrotación en sedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump

- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

▪ **Periodo 4**

3 Ejercicios de Core Stability con poleas inerciales realizados en bipedestación.

- **Anti-extension:** ejercicio cuyo propósito será resistir la extensión de la columna.

Ejercicio 1: Press Frontal unilateral bipedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

- **Antiflexión lateral:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la flexión lateral (inclinarse a ambos lados) de la columna.

Ejercicio 2: Adducción glenohumeral en bipedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica 5 días por semana

- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

- **Antirrotación:** ejercicio cuyo propósito sea resistir la rotación de la columna lumbar.

Ejercicio 3: Giro antirrotación en sedestación con inestabilidad (balance pad) en polea cónica

- ✓ 5 días por semana
- ✓ 3 series de entre 7 repeticiones con un descanso de 1'
- ✓ Monitorizado con Chronojump
- ✓ Adaptaciones: Guante de agarre (Active Hands). Soporte del Fisioterapeuta / Preparador Físico en la ejecución técnica.

Consideraciones éticas

El programa de ejercicios del presente estudio junto con los documentos de información al paciente y el Consentimiento Informado deben ser aprobados por la Comisión de Ética para la Experimentación Animal y Humana (CEEAH) de la Universitat Autònoma de Barcelona (UAB).

Todos los participantes del estudio deberán ser informados por el investigador principal de forma oral y escrita mediante la hoja de información al paciente. En caso el paciente aceptará participar en el estudio, se procederá a la firma del Consentimiento Informado.

Durante el desarrollo del presente proyecto deben respetarse en todo momento los principios de la declaración de Helsinki (Asociación Médica Mundial, 2019) para las investigaciones, permitiendo que en cualquier momento los participantes pudieran abandonar voluntariamente el estudio de forma libre, sin que eso supusiera ningún perjuicio o cambio en el tratamiento habitualmente recibido.

Los datos deben ser tratados respetando la ley orgánica de protección de datos 15/1999 de 13 de septiembre y el reglamento UE 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo del 27 de abril de 2016, que se hizo efectiva el 25 de mayo de 2018.

Análisis estadístico

La intervención y toda la recogida de datos irán dirigidos a dar respuestas a la hipótesis planteada. Se empleará por una parte el registro mediante base de datos simple en Excel mediante tablas en donde se anotará las características sociodemográficas, datos clínicos y variables del estudio y su evolución en el tiempo.

Posteriormente se hará una exportación al programa estadístico “Jeffrey’s Amazing Statistics Program” (JASP) para aplicar el tratamiento estadístico oportuno.

Se describirá primero las características sociodemográficas (edad, sexo, lado dominante, presencia de cuidador, Obesidad, tabaco, colesterol, consumo de drogas, antecedentes familiares, Diabetes, hipertension) y datos clínicos (Tipus de Ictus, Clasificación de Oxford, Tratamiento agudo del Ictus, NiHSS, Disfagia), relacionados con el ictus de la muestra para observar si hay diferencias significativas con respecto a las variables sociodemográficas y clínicas ($p > 0.05$). Estas comparaciones se realizaran con la prueba U de Mann-Whitney, en las variables cuantitativas si ninguna de ellas presenta una distribución normal, y las variables cualitativas serán analizadas con un test χ^2 de Pearson o F exacto de Fischer según las frecuencias.

En la tabla 1 se presentarán las principales características sociodemográficas previas de la muestra

Tabla 1: características de la muestra

TRATAMIENTO			
	Habitual	Intervención	P valor
Edad, media (DE)			<i>U Mann.Whitney</i>
Sexo, n(%)			
• Hombres			<i>x² de Pearson</i>
• Mujeres			
Lado dominante, n(%)			
• Derecha			<i>Fisher</i>
• Izquierda			
Presencia de cuidador (%)			<i>x² de Pearson</i>
Antecedentes, n(%)			
• Diabetes			
• Hipertension			
• Obesidad			
• Tabaco			
• Colesterol			
• Consumo de drogas			
• Antecedentes familiares			

^bp-valor del test U Mann.Whitney; ^cp-valor del test x^2 de Pearson; ^dP valor del test F exacto de Fisher.

Se analizarán las características clínicas referentes al ictus de ambos grupos para observar si hay diferencias estadísticamente significativas (p -valor $>$ 5) y poder observar si los 2 grupos son comparables.

Estas comparaciones se realizarán con la prueba U de Mann-Whitney, en las variables cuantitativas si ninguna de ellas presenta una distribución normal, y las variables cualitativas serán analizadas con un test x^2 de Pearson o F exacto de Fischer según las frecuencias.

En la tabla 1 se presentarán los datos clínicos previos de la muestra

Tabla 2: Datos Clínicos ICTUS

	TRATAMIENTO		P valor
	Habitual	Intervención	
Tipo de Ictus, n(%)			
• Isquémico			
• Hemorrágico			
Clasificación de Oxford, n(%)			
• Infartos Lacunares (LACI)			
• Infartos totales de circulación anterior (TACI)			
• Infartos parciales de la circulación anterior (PACI)			
• Infartos de la circulación posterior (POCI)			
Tratamiento agudo del ictus n(%)			
• Fibrinólisis			
• Sten carotideo			
• Trombectomia			
NIHSS al ingreso en hospital agudos, media (DE)			
NIHSS al ingreso en centro convalecencia, media (DE)			
Disfagia, n(%)			

^ap-valor del test t-student; ^bp-valor del test U Mann-Whitney; ^cp-valor del test χ^2 de Pearson; ^dp-valor del test F exacto de Fisher

Los resultados numéricos de las escalas de valoración: la *Functional in Sitting Test* (FIST), TIS 2.0, escala mini BESTest, Berg Balance Scale (BBS), Tinetti, Índice de Barthel en situación basal, a los 45 días (mitad programa entrenamiento) y 90 días (final programa entrenamiento) para así poder realizar una comparación de datos al finalizar el protocolo.

		GRUPO HABITUAL				GRUPO EXPERIMENTAL				Mean difference in the change score	P-Valor	
		PRE	POST			PRE	POST					
Outcome Mesures		Inicial	45 días	90 días	Change Score	Outcome Mesures	Inicial	45 días	90 días	Change Score		
TIS 2.0	0-10					TIS 2.0						
TIS 2.0 Coordinación	0-6					TIS 2.0 Coordinación						
TIS 2.0 Total	0-16					TIS 2.0 Total						
FIST	0-56					FIST						
Tinetti balance	0-16					Tinetti balance						
Tinetti Gait	0-12					Tinetti Gait						
Tinetti total	0-28					Tinetti total						
BBS	0-56					BBS						
MiniBestest Subescala Anticipatorio	0-6					MiniBestest Subescala Anticipatorio						
MiniBestest Subescala Postural reactivo	0-6					MiniBestest Subescala Postural reactivo						
MiniBestest Subescala Orientación sensorial	0-6					MiniBestest Subescala Orientación sensorial						
MiniBestest Subescala Marcha dinamica	0-6					MiniBestest Subescala Marcha dinamica						
MiniBestest total	0-28					MiniBestest total						
Índice de Barthel	0-100					Índice de Barthel						

Abbreviations: TIS 2.0: Trunk Impairment Scale (Spanish versión), FIST: Functional Sitting Balance Test. BBS: Berg Balance Scale. Valores se presentaran media (desviación estándar). Se analizará con Student t-test y Witney Test U. Cambios puntuación (post-pre) p-valor<5

Asimismo también se monitorizara todas las sesiones, del grupo experimental que realizarán el trabajo con sobrecargas excéntricos en polea cónica rotatoria, con el software chronojump y así conocer de qué forma ha fluctuado estos datos a lo largo de las sesiones.

Resultados esperados

Se incluirán N pacientes (grupo tratamiento "habitual" n="X", grupo tratamiento "intervención: n="Y", de los que se estima una pérdida de entre el 10-20%

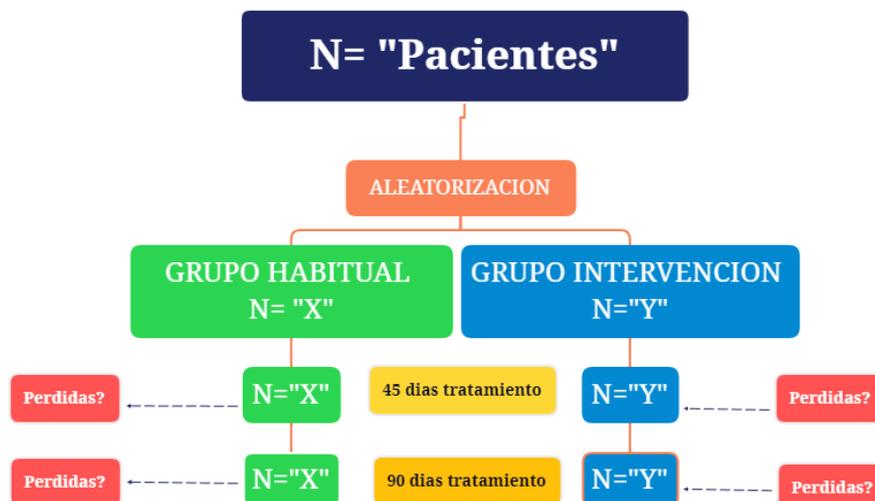


Ilustración 6: Diagrama de flujo de muestra de estudio

Los resultados esperados en deben dar respuesta a si el entrenamiento del tronco o Core mediante ejercicios con sobrecargas excéntricas del Core Stability mejoran el control y la función del tronco y del equilibrio dinámico en sedestación y bipedestación en la fase subaguda del ictus, los cuales son prerequisites indispensables para obtener un óptimo equilibrio y control postural en la bipedestación, la marcha y las actividades de la vida diaria.

En la puntuación total de las variables: la *Functional in Sitting Test* (FIST), TIS 2.0, escala mini BESTest, Berg Balance Scale (BBS), Tinetti, Índice de Barthel en el grupo intervención se espera una mejora comparable a la del grupo habitual a los 45 y 90 días.

Valoración crítica y conclusiones

El derrame cerebral o ictus es una enfermedad que interfiere en la conducción neuronal al músculo esquelético y se manifiesta con disfunción neuromuscular. Durante la acción excéntrica la amplitud y el área de actividad cerebral es mayor al reclutar un mayor número de unidades motoras implicando más regiones funcionales del cerebro. Por lo tanto, las acciones musculares excéntricas aportan unos potentes estímulos para contrarrestar los efectos negativos después de un derrame cerebral. Podemos concluir que el entrenamiento con sobrecarga excéntrica con poleas inerciales podría servir para la rehabilitación en pacientes con derrame cerebral en fase subaguda.

Los hallazgos de algunos estudios respaldan la hipótesis de que el entrenamiento de fuerza excéntrico es más efectivo que el entrenamiento concéntrico para inducir la adaptación neural central que mejora la producción de potencia bilateral y la velocidad de la marcha después del ictus (Clark & Patten, 2013b). Parece bastante amplia la evidencia de que, independientemente del objetivo que tengamos, los ejercicios excéntricos o con sobrecarga excéntrica puede aportar beneficios “extra” y por tanto, es interesante que se incluyan junto a otro tipo de ejercicios (“tradicionales” o sin sobrecarga excéntrica), que también son interesantes y necesarios.

Según la revisión sistemática de la literatura, el entrenamiento del tronco basado en ejercicios musculares, aumenta el equilibrio funcional en sedestación, el control y rendimiento del tronco, el equilibrio en bipedestación, la marcha, las actividades de la vida diaria, la movilidad y calidad de vida en los pacientes postictus. Por este motivo, Los ejercicios de entrenamiento del tronco, realizados con superficies estables o inestables, podrían ser una buena estrategia de rehabilitación y podrían ayudar a mejorar el rendimiento del tronco y el equilibrio dinámico al sentarse después de un ictus (Cabanas Valdés, 2015).

Las respuestas orgánicas agudas y crónicas al EF dependen de la organización de sus variables (intervalo de descanso entre series y ejercicios, número de series, número de repeticiones, intensidad, duración del entrenamiento y frecuencia semanal). Según los hallazgos pocos estudios (Gambassi et al., 2017) pueden ayudar a los profesionales de la salud y el acondicionamiento físico en la prescripción de ejercicio para pacientes con accidente cerebrovascular, ya que no se detalla con exactitud y rigurosidad las principales variables de entrenamiento de ejercicio físico en pacientes post ictus que se han llevado a cabo como es el intervalo de descanso entre series y ejercicios, número de series, número de repeticiones, intensidad, duración del entrenamiento y frecuencia semanal. Se deben realizar más ensayos controlados aleatorios con un control estricto de las principales variables del Entrenamiento de Fuerza para que los profesionales de la salud puedan estar mejor informados científicamente cuando prescriban ejercicios de fuerza para personas con accidente cerebrovascular. Las personas con accidente cerebrovascular pueden considerarse pacientes en riesgo; por lo tanto, es fundamental ser cauteloso en la prescripción del ejercicio. Los hallazgos del presente estudio pueden informar aún más a los profesionales de la salud sobre la importancia y la necesidad de utilizar las principales variables (intervalo de descanso entre series y ejercicios, número de series, número de repeticiones, intensidad, duración del entrenamiento y frecuencia semanal) en la búsqueda para los beneficios para las personas con accidente cerebrovascular. La descripción de los intervalos de descanso entre series y

ejercicios es importante y es una variable no se describe en casi todas las investigaciones. Un intervalo de descanso insatisfactorio puede interferir negativamente con los beneficios esperado. Los intervalos de descanso tienen un papel clave en las adaptaciones neuromusculares tal y como afirman Robinson et al., demostraron que mayores intervalos de descanso se asociaron con una mayor ganancia de fuerza en comparación con intervalos más cortos (Robinson, Joseph M.; Stone, Michael H.; Johnson, Robert L.; Penland, Christopher M.; Warren, Beverly J.; Lewis, s.f.). Un tiempo de recuperación demasiado corto podría ser un problema en el contexto del accidente cerebrovascular, porque los pacientes presentan fatiga exacerbada y debilidad muscular, lo que dificulta la eliminación de los desechos metabólicos, sin embargo, un intervalo largo puede no ser suficiente para provocar el estrés necesario para provocar adaptaciones musculares.

Otro aspecto significativo en los estudios de investigaciones es la descripción de los ejercicios que se utilizaron en los programas de entrenamiento de fuerza en pacientes de ICTUS. La hemiparesia altera marcadamente el patrón de movimiento y, en la práctica clínica, no siempre es posible el uso de ejercicios específicos. De hecho, he observado que se deben realizar varias adaptaciones en el patrón de movimiento/ejercicio para contemplar la acción muscular que pueden realizar los pacientes.

Si por ejemplo el objetivo de la sesión de preparación física es ejercitar el pectoral mayor, los investigadores debieron adaptar el ejercicio para estudiar el grupo muscular, ya que los pacientes con ictus presentan varias limitaciones que pueden imposibilitar la realización del ejercicio máquinas. Por lo tanto, futuros estudios deberían describir el nombre de los ejercicios que se utilizaron en los experimentos, así como indicar si se realizó algún tipo de adaptación. En esta línea señalar que es muy interesante que los estudios científicos se acompañen de códigos QR con videos de los ejercicios de fuerza o protocolos de ejercicios que se han utilizado en los pacientes ICTUS. Por ejemplo, Nackz et al 2020 (Nacz, Marszalek, & Nacz, 2020b) incluye un código QR con enlace a un video en YouTube en donde se puede ver a un paciente de edad avanzada residente en un centro geriátrico ejecutando el ejercicio con polea inercial propuesto en el estudio.

Para concluir, podemos decir que las investigaciones son limitadas y todavía no existen unas recomendaciones definitivas sobre el entrenamiento de fuerza en personas hemiparéticas o hemipléjicas tras un ictus. Aunque el entrenamiento con ejercicios físicos después de un ictus puede mejorar la capacidad para caminar, existen pocos datos para establecer conclusiones fiables. Son necesarios futuros estudios para optimizar la prescripción de ejercicio después de un ictus e identificar como los beneficios a largo plazo pueden lograrse a través de una aplicación efectiva de un programa de actividad física (Gordon et al., 2004).

Futuras investigaciones

Futuro estudios deberían utilizar protocolos de entrenamiento de EF con sobrecarga excéntrica con mayor validez externa que el propuesto por (Fergusson et al., 2007) y (Clark & Patten, 2013b) ya que los volantes de inercia y los equipos isocinéticos son costosos y su uso está limitado en el contexto de al promoción dela salud.

Sería interesante saber qué cambios fisiológicos se producen en los participantes; Los estudios se enfocan solo en los aspectos mecánicos y funcionales del entrenamiento inercial. Se necesitan estudios futuros para describir y explicar los cambios fisiológicos en los pacientes de ICTUS después del entrenamiento inercial.

Realizar un seguimiento a largo plazo de los pacientes, para poder observar si las mejoras obtenidas en cuanto al equilibrio, la marcha, el riesgo de caídas y la autonomía perduran en el tiempo.

Demostrar que impacto tienen los ejercicios de Core Stability mediante poleas inerciales sobre la neuroplasticidad, sería necesario evaluar al paciente con la resonancia magnética funcional, para observar como se activan los mapas funcionales de las áreas motoras y sensitivas. También serviría para la comprensión de la forma en que la corteza motora y somatomotora se adapta y cambia en respuesta a las lesiones y a la intervención terapéutica. Sería interesante contrastar si los ejercicios de Core Stability mejoran los llamados ajustes posturales anticipatorios o feedforward realizando las correspondientes valoraciones electromiográficas.

Referencia bibliogràfica

- A, M. V. (2010). El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador, 348-355. Recuperado de https://www.academia.edu/37727415/Accidente_cerebrovascular_desde_mirada_rehabilitador
- Abdollahi, I., Taghizadeh, A., Shakeri, H., Eivazi, M., & Jaberzadeh, S. (2015). The relationship between isokinetic muscle strength and spasticity in the lower limbs of stroke patients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(2), 284-290. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.07.002>
- Ahtiainen, J. P., Walker, S., Peltonen, H., Holviala, J., Sillanpää, E., Karavirta, L., ... Häkkinen, K. (2016). Heterogeneity in resistance training-induced muscle strength and mass responses in men and women of different ages. *Age (Dordrecht, Netherlands)*, 38(1), 1-13. <https://doi.org/10.1007/S11357-015-9870-1>
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39-44. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69>
- Albero, M. J. M., Martínez, R. B., Crespán, E. C., & Santa-Pau, M. R. (2006). Incidencia y prevalencia de cardiopatía isquémica y enfermedad cerebrovascular en España: Revisión sistemática de la literatura. *Revista Espanola de Salud Publica*, 80(1), 5-15. <https://doi.org/10.1590/s1135-57272006000100002>
- Alegre, L. M., Jiménez, F., Gonzalo-Orden, J. M., Martín-Acero, R., & Aguado, X. (2006). Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 501-508. <https://doi.org/10.1080/02640410500189322>
- Alejandro, J., Ortega, F., Amelia, L., & Cuartas, H. (2020). Efectos de la velocidad de entrenamiento en fuerza sobre diversas manifestaciones de la fuerza en mujeres adultas mayores (Effect of the velocity resistance training on various manifestations of resistance in older women). *Retos*, 38(38), 325-332. <https://doi.org/10.47197/RETOS.V38I38.73917>
- Álvarez-Sabín, J., Molina, C., Montaner, J., Arenillas, J., Pujadas, F., Huertas, R., ... Quintana, M. (2004). Beneficios clínicos de la implantación de un sistema de atención especializada y urgente del ictus. *Medicina Clínica*, 122(14), 528-531. [https://doi.org/10.1016/s0025-7753\(04\)74295-5](https://doi.org/10.1016/s0025-7753(04)74295-5)
- Álvarez-Sabín, J., Quintana, M., Masjuan, J., Oliva-Moreno, J., Mar, J., Gonzalez-Rojas, N., ... Yébenes, M. (2017). Economic impact of patients admitted to stroke units in Spain. *European Journal of Health Economics*, 18(4), 449-458. <https://doi.org/10.1007/s10198-016-0799-9>
- Álvarez Sabin, J., & Masjuan Vallejo, J. (2013). *Comprender el Ictus*. Amat Editorial.
- Alzamora, M. T., Sorribes, M., Heras, A., Vila, N., Vicheto, M., Forés, R., ... Pera, G. (2008). Ischemic stroke incidence in Santa Coloma de Gramenet (ISISCOG), Spain. A community-based study. *BMC Neurology*, 8, 1-8. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-8-5>
- Anne Shumway-Cook, M. H. W. (2017). *Motor control: Translating research into clinical practice 4th ed.* *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 51). Recuperado de <https://go.gale.com/ps/i.do?id=GALE%7CA303549568&sid=googleScholar&v=2.1&it=r&linkaccess=abs&issn=03037193&p=HRCA&sw=w&userGroupName=anon~b5f36fca>

- Arana & cols. (2011). Guías de practica clínica basadas en la evidencia enfermedad cerebrovascular. *Medicine*, 10(89), 6016-6022.
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental brain research*, 106(2), 291-300. <https://doi.org/10.1007/BF00241125>
- Asociación Médica Mundial. (2019). Declaración de Helsinki de la AMM – Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos – WMA – The World Medical Association. Recuperado 1 de junio de 2022, de <https://www.wma.net/es/polices-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>
- Aziz, N. A., Leonardi-Bee, J., Phillips, M., Gladman, J. R. F., Legg, L., & Walker, M. F. (2008). Therapy-based rehabilitation services for patients living at home more than one year after stroke. *The Cochrane database of systematic reviews*, 2008(2). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005952.PUB2>
- Babu, K., & Nayak, A. (2011). Additional Trunk Training Improves sitting balance following Acute stroke: A pilot randomized controlled trial. *International Journal of Current Research and Review*, 2(3), 26-43. Recuperado de <http://eprints.manipal.edu/2022/>
- Bamford, J., Sandercock, P., Dennis, M., Warlow, C., & Burn, J. (1991). Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. *The Lancet*, 337(8756), 1521-1526. [https://doi.org/10.1016/0140-6736\(91\)93206-0](https://doi.org/10.1016/0140-6736(91)93206-0)
- Barrera, Y. M., Rodríguez, T. E. H., & Barroso, Y. P. (2017). Factores determinantes de la calidad de vida en pacientes sobrevivientes a un ictus. *Revista Habanera de Ciencias Medicas*, 16(5), 735-750. Recuperado de <http://www.revhabanera.sld.cu/index.php/rhab/article/view/2021>
- Batchelor, F. A., Mackintosh, S. F., Said, C. M., & Hill, K. D. (2012). Falls after stroke. *International journal of stroke : official journal of the International Stroke Society*, 7(6), 482-490. <https://doi.org/10.1111/J.1747-4949.2012.00796.X>
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 35(1), 91-108. <https://doi.org/10.1139/H09-127>
- Belda-Lois J-M, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, P. J., & D, F. (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J Neuroeng Rehabil. Nature*.
- Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P. E., & Narielwalla, K. (2006). The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 554-561. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.12.027>
- Beltman, J. G. M., Sargeant, A. J., Van Mechelen, W., & De Haan, A. (2004). Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 97(2), 619-626. <https://doi.org/10.1152/JAPPLPHYSIOL.01202.2003>
- Benaim, C., Pérennou, D. A., Villy, J., Rousseaux, M., & Pelissier, J. Y. (1999). Validation of a Standardized Assessment of Postural Control in Stroke Patients. *Stroke*, 30(9), 1862-1868.

<https://doi.org/10.1161/01.STR.30.9.1862>

- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health = Revue Canadienne de Sante Publique*, 83 Suppl 2(SUPPL. 2), S7-11. Recuperado de <https://europepmc.org/article/med/1468055>
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995). The balance scale: Reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27(1), 27-36. Recuperado de <https://www.semanticscholar.org/paper/The-Balance-Scale%3A-reliability-assessment-with-and-Berg-Wood-Dauphinée/9c538e37ed828e87beb83e897254baa465484ea7>
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 230(S230), 1-54. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>
- Bernhardt, J., Godecke, E., Johnson, L., & Langhorne, P. (2017). Early rehabilitation after stroke. *Current opinion in neurology*, 30(1), 48-54. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000404>
- Berthier, M. L. (2005). Poststroke aphasia : epidemiology, pathophysiology and treatment. *Drugs & aging*, 22(2), 163-182. <https://doi.org/10.2165/00002512-200522020-00006>
- Beyaert, C., Vasa, R., & Frykberg, G. E. (2015). Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, 45(4-5), 335-355. <https://doi.org/10.1016/J.NEUCLI.2015.09.005>
- Bisbe Gutierrez, M et. al. (2012). *Fisioterapia Neurológica, Procedimiento para restablecer la capacidad funcional*.
- Bobath, B. (1990). Adult hemiplegia : evaluation and treatment / [by] Berta Bobath ; foreword by P.W. Nathan - Details - Trove, 190.
- Boix, R., del Barrio, J. L., Saz, P., Reñe, R., Manubens, J. M., Lobo, A., ... García, F. J. (2006). Stroke prevalence among the Spanish elderly: An analysis based on screening surveys. *BMC Neurology*, 6. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-6-36>
- Borowicz, A., Zasadzka, E., Gaczkowska, A., Gawłowska, O., & Pawlaczyk, M. (2016). Assessing gait and balance impairment in elderly residents of nursinghomes. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2486. <https://doi.org/10.1589/JPTS.28.2486>
- Boudarham, J., Roche, N., Pradon, D., Delouf, E., Bensmail, D., & Zory, R. (2014). Effects of quadriceps muscle fatigue on stiff-knee gait in patients with hemiparesis. *PLoS ONE*, 9(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094138>
- Bower, E. (1999). A guide to physiotherapy techniques in cerebral palsy. *Current Paediatrics*, 9(2), 79-83. [https://doi.org/10.1016/S0957-5839\(99\)80001-3](https://doi.org/10.1016/S0957-5839(99)80001-3)
- Brandenburg, J. P., & Docherty, D. (2002). The effects of accentuated eccentric loading on strength, muscle hypertrophy, and neural adaptations in trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(1), 25-32. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0025:TEOAE>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0025:TEOAE>2.0.CO;2)
- Cabanas-Valdés, R., Bagur-Calafat, C., Caballero-Gómez, F. M., Cervera-Cuenca, C., Moya-Valdés, R., Rodríguez-Rubio, P. R., & Urrútia, G. (2017). Validation and reliability of the Spanish version of the Function in Sitting test (S-FIST) to assess sitting balance in

- subacute post-stroke adult patients. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 24(6), 472-478. <https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1316548>
- Cabanas-Valdés, R., Cuchi, G. U., & Bagur-Calafat, C. (2013). Trunk training exercises approaches for improving trunk performance and functional sitting balance in patients with stroke: A systematic review. *NeuroRehabilitation*, 33(4), 575-592. <https://doi.org/10.3233/NRE-130996>
- Cabanas Valdés, R. M. (2015). Evaluación del efecto de los ejercicios de Core Stability para mejorar el equilibrio en sedestación y control de tronco en los pacientes que han sufrido un ictus, 334. Recuperado de <http://www.tdx.cat/handle/10803/314582>
- Campbell, G. B., & Matthews, J. T. (2010). An integrative review of factors associated with falls during post-stroke rehabilitation. *Journal of nursing scholarship : an official publication of Sigma Theta Tau International Honor Society of Nursing*, 42(4), 395-404. <https://doi.org/10.1111/J.1547-5069.2010.01369.X>
- Canbek, J., Fulk, G., Nof, L., & Echternach, J. (2013). Test-retest reliability and construct validity of the tinetti performance-oriented mobility assessment in people with stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 37(1), 14-19. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e318283ffcc>
- Carcamo-Mejía, S., Pavón-Núñez, D., Díaz, C. M., Maradiaga-Figueroa, R. A., Cortéz-Flores, A., Arguello-Mejía, D., ... Carrasco, J. C. (2016). Caracterización del accidente cerebrovascular adultos jóvenes atendidos en el Hospital Escuela Universitario, Tegucigalpa, Honduras durante los años 2013-2015. *Rev Hisp Cienc Salud*, 2(2), 123-131. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5633903>
- Cardona Portela, P., & Escrig Avellaneda, A. (2018). Small vessel cerebrovascular disease. *Hipertension y Riesgo Vascular*, 35(4), 185-194. <https://doi.org/10.1016/J.HIPERT.2018.04.002>
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (1989). A Motor Learning Model for Stroke Rehabilitation. *Physiotherapy*, 75(7), 372-380. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)62588-6](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)62588-6)
- Castel Sánchez, M. (2015). Recuperación de la marcha durante el primer año tras el ictus medido a través de la acelerometría, 243. Recuperado de <https://idus.us.es/handle/11441/47777>
- Charalambous, C. C., Bonilha, H. S., Kautz, S. A., Gregory, C. M., & Bowden, M. G. (2013). Rehabilitating walking speed poststroke with treadmill-based interventions: A systematic review of randomized controlled trials. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(8), 709-721. <https://doi.org/10.1177/1545968313491005>
- Chinsongkram, B., Chaikereee, N., Saengsirisuwan, V., Viriyatharakij, N., Horak, F. B., & Boonsinsukh, R. (2014). Reliability and validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in people with subacute stroke. *Physical therapy*, 94(11), 1632-1643. <https://doi.org/10.2522/PTJ.20130558>
- Chung, E., Lee, B. H., & Hwang, S. (2014). Core stabilization exercise with real-time feedback for chronic hemiparetic stroke: A pilot randomized controlled trials. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 32(2), 313-321. <https://doi.org/10.3233/RNN-130353>
- Cirer-Sastre, R., Beltrán-Garrido, J. V., & Corbi, F. (2018). Contralateral effects after unilateral strength training: A meta-analysis comparing training loads. *Journal of Sports Science and Medicine*, 17(1), 163-166.

- Clark, D. J., & Patten, C. (2013a). Eccentric versus concentric resistance training to enhance neuromuscular activation and walking speed following stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. <https://doi.org/10.1177/1545968312469833>
- Clark, D. J., & Patten, C. (2013b). Eccentric versus concentric resistance training to enhance neuromuscular activation and walking speed following stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(4), 335-344. <https://doi.org/10.1177/1545968312469833>
- Colston, M. A. (2012). Core Stability, Part 2: The Core-Extremity Link. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 17(2), 10-15. <https://doi.org/10.1123/IJATT.17.2.10>
- Davies, P. M. (1990). Problems Associated with the Loss of Selective Trunk Activity in Hemiplegia. *Right in the Middle*, 31-65. https://doi.org/10.1007/978-3-642-61502-3_4
- De Oliveira, C. B., De Medeiros, Í. R. T., Frota, N. A. F., Greters, M. E., & Conforto, A. B. (2008). Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Rehabilitation Research and Development Service. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.09.0150>
- De Renzi, E., Motti, F., & Nichelli, P. (1980). Imitating gestures. A quantitative approach to ideomotor apraxia. *Archives of neurology*, 37(1), 6-10. <https://doi.org/10.1001/ARCHNEUR.1980.00500500036003>
- Dean, C. M., Channon, E. F., & Hall, J. M. (2007). Sitting training early after stroke improves sitting ability and quality and carries over to standing up but not to walking: a randomised trial. *The Australian journal of physiotherapy*, 53(2), 97-102. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(07\)70042-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(07)70042-9)
- Dean, C. M., & Shepherd, R. B. (1997). Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. *Stroke*, 28(4), 722-728. <https://doi.org/10.1161/01.STR.28.4.722>
- Di Carlo, A. (2009). Human and economic burden of stroke. *Age and Ageing*, 38(1), 4-5. <https://doi.org/10.1093/ageing/afn282>
- Di Fabio, R. P., & Badke, M. B. (1990). Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal-directed weight redistribution. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(6), 365-371. Recuperado de <https://europepmc.org/article/med/2334276>
- Di Monaco, M., Trucco, M., Di Monaco, R., Tappero, R., & Cavanna, A. (2010). The relationship between initial trunk control or postural balance and inpatient rehabilitation outcome after stroke: a prospective comparative study. *Clinical rehabilitation*, 24(6), 543-554. <https://doi.org/10.1177/0269215509353265>
- Díaz-Guzmán, J., Egido-Herrero, J. A., Fuentes, B., Fernández-Pérez, C., Gabriel-Sánchez, R., Barberà, G., & Abilleira, S. (2009). Incidence of strokes in Spain: The iberictus study. Data from the pilot study. *Revista de Neurología*, 48(2), 61-65. <https://doi.org/10.33588/rn.4802.2008577>
- Díaz-Guzmán, J., Egido, J. A., Gabriel-Sánchez, R., Barberá-Comes, G., Fuentes-Gimeno, B., & Fernández-Pérez, C. (2012). Stroke and transient ischemic attack incidence rate in Spain: The IBERICTUS study. *Cerebrovascular Diseases*, 34(4), 272-281. <https://doi.org/10.1159/000342652>
- Díaz Guzmán, J. (2012). Ictus cardioembólico: Epidemiología. *Neurología*, 27(SUPPL. 1), 4-9. [https://doi.org/10.1016/S0213-4853\(12\)70002-6](https://doi.org/10.1016/S0213-4853(12)70002-6)

- Dickstein, R., & Abulaffio, N. (2000). Postural sway of the affected and nonaffected pelvis and leg in stance of hemiparetic patients. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(3), 364-367. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90085-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90085-6)
- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., & Villa, Y. (2004). Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects. *Clinical Neurophysiology*, 115(4), 790-796. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2003.11.018>
- Dobkin, B. H. (2005). Clinical practice. Rehabilitation after stroke. *The New England journal of medicine*, 352(16), 1677-1684. <https://doi.org/10.1056/NEJMCP043511>
- Dobkin, B. H., & Carmichael, S. T. (2016). The Specific Requirements of Neural Repair Trials for Stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 30(5), 470-478. <https://doi.org/10.1177/1545968315604400>
- Donkervoort, M., Dekker, J., Van Den Ende, E., Stehmann-Saris, J. C., & Deelman, B. G. (2000). Prevalence of apraxia among patients with a first left hemisphere stroke in rehabilitation centres and nursing homes. *Clinical rehabilitation*, 14(2), 130-136. <https://doi.org/10.1191/026921500668935800>
- Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(5), 917-941. <https://doi.org/10.1007/S40279-016-0628-4>
- Duarte, E., Marco, E., Muniesa, J. M., Belmonte, R., Diaz, P., Tejero, M., & Escalada, F. (2002). Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 34(6), 267-272. <https://doi.org/10.1080/165019702760390356>
- Duclos, N., Duclos, C., & Mesure, S. (2017). Control postural: fisiología, conceptos principales e implicaciones para la readaptación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 38(2), 1-9. [https://doi.org/10.1016/s1293-2965\(17\)83662-8](https://doi.org/10.1016/s1293-2965(17)83662-8)
- Echávarri, & Pérez, C. (2000). Alteraciones de la comunicación y del lenguaje en la lesión cerebral: afasia. *Unidad de Rehabilitación. Fundación Hospital Alcorcón*, 34(6), 483-491. Recuperado de <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/ibc-4946>
- Editor, I. S. W. P. (2012). National clinical guideline for stroke. *British Medical Journal*, 1(1780), 319. <https://doi.org/10.1136/bmj.1.1780.319>
- Eng, J. J., Lomaglio, M. J., & Macintyre, D. L. (2009). Muscle torque preservation and physical activity in individuals with stroke. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(7), 1353-1360. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819aaad1>
- Engardt, M., Knutsson, E., Jonsson, M., & Sternhag, M. (1995). Dynamic muscle strength training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyographic activity, and motor function. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(5), 419-425. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80570-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80570-2)
- Engelter, S. T., Gostynski, M., Papa, S., Frei, M., Born, C., Ajdacic-Gross, V., ... Lyrer, P. A. (2006). Epidemiology of aphasia attributable to first ischemic stroke: incidence, severity, fluency, etiology, and thrombolysis. *Stroke*, 37(6), 1379-1384. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000221815.64093.8C>
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016a). Translating fatigue to human performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(11), 2228-2238. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000929>

- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016b). Translating Fatigue to Human Performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(11), 2228. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000929>
- Fang, Y., Siemionow, V., Sahgal, V., Xiong, F., & Yue, G. H. (2001). Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 86(4), 1764-1772. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.4.1764>
- Fay B Horak, Diane M Wrisley, J. F. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Microprocessors*, 1(3), 181-182. [https://doi.org/10.1016/0308-5953\(77\)90120-9](https://doi.org/10.1016/0308-5953(77)90120-9)
- Feigin, V. L., Mensah, G. A., Norrving, B., Murray, C. J. L., Roth, G. A., Bahit, M. C., ... Lo, W. (2015). Atlas of the global burden of stroke (1990-2013): The GBD 2013 study. *Neuroepidemiology*, 45(3), 230-236. <https://doi.org/10.1159/000441106>
- Feigin, V. L., Norrving, B., & Mensah, G. A. (2017a). Global Burden of Stroke. *Circulation Research*, 120(3), 439-448. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.116.308413>
- Feigin, V. L., Norrving, B., & Mensah, G. A. (2017b). Global Burden of Stroke. *Circulation Research*, 120(3), 439-448. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.116.308413>
- Fergusson, D., Hutton, B., & Drodge, A. (2007). The epidemiology of major joint contractures: a systematic review of the literature. *Clinical orthopaedics and related research*, 456, 22-29. <https://doi.org/10.1097/BLO.0B013E3180308456>
- Fernandez Caballero, M. (2019). *Validación de la Escala POMA de Marcha y Equilibrio en Población Española Afectada de Ictus y Desarrollo de una app para Profesionales Sanitarios. universidad de murcia*. Recuperado de <http://nadir.uc3m.es/alejandro/phd/thesisFinal.pdf%5Cnhttp://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Universidad+de+murcia#0>
- Fernández, J. A. J., Viqueira, E. B., & Rivera, C. L. (2016). La comunicación como base en la seguridad del paciente. *Revista Clínica de Medicina de Familia*, 9(1), 50-53. Recuperado de https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-695X2016000100009
- Franchi, M. V., Reeves, N. D., & Narici, M. V. (2017). Skeletal muscle remodeling in response to eccentric vs. concentric loading: Morphological, molecular, and metabolic adaptations. *Frontiers in Physiology*, 8(JUL), 447. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2017.00447/BIBTEX>
- Friedmann-Bette, B., Bauer, T., Kinscherf, R., Vorwald, S., Klute, K., Bischoff, D., ... Billeter, R. (2010). Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 108(4), 821-836. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1292-2>
- Fuentes B, D. T. E. (2007). Unidades de ictus: una necesidad asistencial coste-efectiva [Stroke unit: a cost-effective care need]., *sep* 22(7), 456-466. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17853964/>
- Fujiwara, T., Sonoda, S., Okajima, Y., & Chino, N. (2001). The relationships between trunk function and the findings of transcranial magnetic stimulation among patients with stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33(6), 249-255. <https://doi.org/10.1080/165019701753236428>
- Gambassi, B. B., Coelho, H. J., Schwingel, P. A., Almeida, F. D. J. F., Novais, T. M. G., Oliveira, P. D. L. L., ... Rodrigues, B. (2017). Resistance training and stroke: A critical analysis of different training programs. *Stroke Research and Treatment*, 2017.

<https://doi.org/10.1155/2017/4830265>

Geert Verheyden, Godelieve Nuyens, Alice Nieuwboer, Pol Van Asch, Piet Ketelaer, W. D. W., & 66. (2006). Reliability and Validity of Trunk. *Physical therapy*, 86(1), 66-76.

Geurts, A. C. H., De Haart, M., Van Nes, I. J. W., & Duysens, J. (2005). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & posture*, 22(3), 267-281.

<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2004.10.002>

Gibbons, S. G. T., & Comerford, M. J. (2001). Strength Versus Stability Part 2: Limitations and Benefits. *Orthopaedic Division Review*, (April), 28-33.

Gjelsvik, B. E. B., Hofstad, H., Smedal, T., Eide, G. E., Næss, H., Skouen, J. S., ... Strand, L. I. (2014). Balance and walking after three different models of stroke rehabilitation: Early supported discharge in a day unit or at home, and traditional treatment (control). *BMJ Open*, 4(5). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2013-004358>

González Méndez, M., Blanco Aspizau, M. Á., Mora González, S. R., & Márquez Hernández, R. A. (2019). Tamaño del infarto cerebral aterotrombótico del territorio carotídeo según sus factores de riesgo | González Méndez | Revista Cubana de Medicina Militar. Recuperado 1 de junio de 2022, de <http://www.revmedmilitar.sld.cu/index.php/mil/article/view/251>

Gordon, N. F., Gulanick, M., Costa, F., Fletcher, G., Franklin, B. A., Roth, E. J., & Shephard, T. (2004). Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: an American Heart Association scientific statement from the Council on Clinical Cardiology, Subcommittee on Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention; the Council on Cardiovascular Nursing; the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism; and the Stroke Council. *Circulation*, 109(16), 2031-2041.

<https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000126280.65777.A4>

Gorman, S. L., Harro, C. C., Platko, C., & Greenwald, C. (2014). Examining the function in sitting test for validity, responsiveness, and minimal clinically important difference in inpatient rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(12), 2304-2311.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.415>

Gorman, S. L., Radtka, S., Melnick, M. E., Abrams, G. M., & Byl, N. N. (2010). Development and validation of the function in sitting test in adults with acute stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 34(3), 150-160. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e3181f0065f>

Gorman, S. L., Rivera, M., & McCarthy, L. (2014). Reliability of the Function in Sitting Test (FIST). *Rehabilitation Research and Practice*, 2014, 1-6.

<https://doi.org/10.1155/2014/593280>

Green, J., Young, J., Forster, A., Collen, F., & Wade, D. (2004). Combined analysis of two randomized trials of community physiotherapy for patients more than one year post stroke. *Clinical rehabilitation*, 18(3), 249-252.

<https://doi.org/10.1191/0269215504CR7470A>

Guevara, C. R., & Lugo, L. H. (2012). Validez y confiabilidad de la Escala de Tinetti para población colombiana. *Revista Colombiana de Reumatología*, 19(4), 218-233.

[https://doi.org/10.1016/S0121-8123\(12\)70017-8](https://doi.org/10.1016/S0121-8123(12)70017-8)

Guilhem, G., Cornu, C., & Guével, A. (2010). Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(5), 319-341. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2010.04.003>

Harley, C., Boyd, J. E., Cockburn, J., Collin, C., Haggard, P., Wann, J. P., & Wade, D. T. (2006).

- Disruption of sitting balance after stroke: influence of spoken output. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 77(5), 674. <https://doi.org/10.1136/JNNP.2005.074138>
- Harris, J. E., Eng, J. J., Marigold, D. S., Tokuno, C. D., & Louis, C. L. (2005). Relationship of Balance and Mobility. *Phys Ther*, 85(2), 150-158.
- Hatem, S. M., Saussez, G., della Faille, M., Prist, V., Zhang, X., Dispa, D., & Bleyenheuft, Y. (2016). Rehabilitation of Motor Function after Stroke: A Multiple Systematic Review Focused on Techniques to Stimulate Upper Extremity Recovery. *Frontiers in human neuroscience*, 10(SEP2016). <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2016.00442>
- Hocherman, S., Dickstein, R., & Pillar, T. (1984). Platform training and postural stability in hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(10), 588-592. Recuperado de <http://europepmc.org/article/med/6487062>
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881-1885. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.12.1881>
- Horak, Fay B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural Orientation and Equilibrium. *Comprehensive Physiology*, 255-292. <https://doi.org/10.1002/CPHY.CP120107>
- Hortobágyi, T., Devita, P., Money, J., & Barrier, J. (2001). Effects of standard and eccentric overload strength training in young women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(7), 1206-1212. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00020>
- Howe, T. E., Taylor, I., Finn, P., & Jones, H. (2005). Lateral weight transference exercises following acute stroke: a preliminary study of clinical effectiveness. *Clinical rehabilitation*, 19(1), 45-53. <https://doi.org/10.1191/0269215505CR786OA>
- Hsieh, C. L., Sheu, C. F., Hsueh, I. P., & Wang, C. H. (2002). Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients. *Stroke*, 33(11), 2626-2630. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000033930.05931.93>
- Hu, X., Suresh, N. L., Chardon, M. K., & Rymer, W. Z. (2015). Contributions of motoneuron hyperexcitability to clinical spasticity in hemispheric stroke survivors. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 126(8), 1599-1606. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2014.11.005>
- Ibrahimi, N., Tufel, S., Singh, H., & Maurya, M. (2010). Effect of sitting balance training under varied sensory input on balance and quality of life in stroke patients. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 4(3), 40-45. Recuperado de <http://www.isholar.in/index.php/ijpot/article/view/47155>
- J. Álvarez Sabín, A. Rovira Cañellas, C. Molina, J. S. y J. M. M. (2006). *Guía para la utilización de métodos y técnicas diagnósticas en el ictus. Guía para el diagnóstico y tratamiento del ictus.*
- Jang, S. H. (2009). Review of motor recovery in patients with traumatic brain injury. *NeuroRehabilitation*, 24(4), 349-353. <https://doi.org/10.3233/NRE-2009-0489>
- Jijimol, G., Fayaz, R. K., & Vijesh, P. V. (2013). Correlation of trunk impairment with balance in patients with chronic stroke. *NeuroRehabilitation*, 32(2), 323-325. <https://doi.org/10.3233/NRE-130851>
- Jiménez Buñuales, M. T., González Diego, P., & Martín Moreno, J. M. (2002). La clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud (CIF) 2001. *Revista*

Espanola de Salud Publica, 76(4), 271-279. <https://doi.org/10.1590/S1135-57272002000400002>

Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1995). Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(1), 27-32. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80038-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80038-7)

Juan Carlos Bonito Gadella, Juan Martínez Fuentes, R. M. G. (2005). El ejercicio terapéutico cognoscitivo: «concepto perfetti». Recuperado 1 de junio de 2022, de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2255232>

Karatas, M., Çetin, N., Bayramoglu, M., & Dilek, A. (2004). Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 83(2), 81-87. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000107486.99756.C7>

Karthikbabu, S., Nayak, A., Vijayakumar, K., Misri, Z. K., Suresh, B. V., Ganesan, S., & Joshua, A. M. (2011). Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 25(8), 709-719. <https://doi.org/10.1177/0269215510397393>

Kauranen, T., Turunen, K., Laari, S., Mustanoja, S., Baumann, P., & Poutiainen, E. (2013). The severity of cognitive deficits predicts return to work after a first-ever ischaemic stroke. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 84(3), 316-321. <https://doi.org/10.1136/JNNP-2012-302629>

Kelly-Hayes, M., Robertson, J. T., Broderick, J. P., Duncan, P. W., Hershey, L. A., Roth, E. J., ... Trombly, C. A. (1998, junio 23). The American Heart Association stroke outcome classification: Executive summary. *Circulation*. *Circulation*. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.97.24.2474>

Kjellström, T., Norrving, B., & Shatchkute, A. (2007). Helsingborg declaration 2006 on European Stroke Strategies. *Cerebrovascular Diseases*, 23(2-3), 229-241. <https://doi.org/10.1159/000097646>

Knorr, S., Brouwer, B., & Garland, S. J. (2010). Validity of the Community Balance and Mobility Scale in community-dwelling persons after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(6), 890-896. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2010.02.010>

Knott, M. (1957). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. *Medical Journal of Australia*, 1(3), 80-80. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.1957.tb49481.x>

Konin, J. G., Beil, N., & Werner, G. (2003). Facilitating the Serape Effect to Enhance Extremity Force Production. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 8(2), 54-56. <https://doi.org/10.1123/ATT.8.2.54>

Koski, L., Iacoboni, M., & Mazziotta, J. C. (2002). Deconstructing apraxia: Understanding disorders of intentional movement after stroke. *Current Opinion in Neurology*. *Curr Opin Neurol*. <https://doi.org/10.1097/00019052-200202000-00011>

Kwakkel, G., Van Peppen, R., Wagenaar, R. C., Dauphinee, S. W., Richards, C., Ashburn, A., ... Langhorne, P. (2004). Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a meta-analysis. *Stroke*, 35(11), 2529-2536. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000143153.76460.7D>

Lamb, S. E., Ferrucci, L., Volapto, S., Fried, L. P., & Guralnik, J. M. (2003). Risk factors for falling

- in home-dwelling older women with stroke: The women's health and aging study. *Stroke*, 34(2), 494-500. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000053444.00582.B7>
- Lates, A. D., Greer, B. K., Wagle, J. P., & Taber, C. B. (2020). Accentuated Eccentric Loading and Cluster Set Configurations in the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research, Publish Ah*(6). <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003664>
- Lattouf, N. A., Tomb, R., Assi, A., Maynard, L., & Mesure, S. (2021). Eccentric training effects for patients with post-stroke hemiparesis on strength and speed gait: A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*, 48(4), 513-522. <https://doi.org/10.3233/NRE-201601>
- Lee, Y. W., Lee, J. H., Shin, S. S., & Lee, S. W. (2012). The effect of dual motor task training while sitting on trunk control ability and balance of patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(4), 345-349. <https://doi.org/10.1589/JPTS.24.345>
- Lendraitienė, E., Tamošauskaitė, A., Petruševičienė, D., & Savickas, R. (2017, enero 1). Balance evaluation techniques and physical therapy in post-stroke patients: A literature review. *Neurologia i Neurochirurgia Polska. Neurol Neurochir Pol.* <https://doi.org/10.1016/j.pjnns.2016.11.003>
- Liang, Y., Li, Q., Chen, P., Xu, L., & Li, J. (2019). Comparative study of back propagation artificial neural networks and logistic regression model in predicting poor prognosis after acute ischemic stroke. *Open Medicine (Poland)*, 14(1), 324-330. <https://doi.org/10.1515/med-2019-0030>
- Löfgren, B., Nyberg, L., Österlind, P. O., & Gustafson, Y. (1998). In-patient rehabilitation after stroke: outcome and factors associated with improvement. *Disability and rehabilitation*, 20(2), 55-61. <https://doi.org/10.3109/09638289809166054>
- Manca, A., Dragone, D., Dvir, Z., & Deriu, F. (2017). Cross-education of muscular strength following unilateral resistance training: a meta-analysis. *European journal of applied physiology*, 117(11), 2335-2354. <https://doi.org/10.1007/S00421-017-3720-Z>
- Mansfield, A., Inness, E. L., Komar, J., Biasin, L., Brunton, K., Lakhani, B., & Mcilroy, W. E. (2011). Training rapid stepping responses in an individual with stroke. *Physical therapy*, 91(6), 958-969. <https://doi.org/10.2522/PTJ.20100212>
- Marrugat, J., Arboix, A., García-Eroles, L., Salas, T., Vila, J., Castell, C., ... Elosua, R. (2007). Estimación de la incidencia poblacional y la mortalidad de la enfermedad cerebrovascular establecida isquémica y hemorrágica en 2002. *Revista Espanola de Cardiologia*, 60(6), 573-580. <https://doi.org/10.1157/13107113>
- Martino, R., Foley, N., Bhogal, S., Diamant, N., Speechley, M., & Teasell, R. (2005). Dysphagia after stroke: incidence, diagnosis, and pulmonary complications. *Stroke*, 36(12), 2756-2763. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000190056.76543.EB>
- Matías-Guiu, J. (2009). Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud. Sanidad 2009 Ministerio de Sanidad y Política Social. *Ministerio de Sanidad y Política Social. Depósito Legal: M- 51324*, 1-163. Recuperado de <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Estrategia+en+Ictus+d+el+Sistema+Nacional+de+Salud#1>
- Mendis, S., Puska, P., & Norrving, B. (2011). Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. *World Health Organization*, 2-14.
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2004). Dynamic analysis of trunk flexion

- after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(10), 1619-1624.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.12.043>
- Ministerio de Sanidad y Política Social. (2009). *Guía de Práctica Clínica para el Manejo de Pacientes con Ictus en Atención Primaria*.
- Moreno-Palacios, J. A., Moreno-Martínez, I., Bartolomé-Nogués, A., López-Blanco, E., Juárez-Fernández, R., & García-Delgado, I. (2017). Prognostic factors of functional recovery from a stroke at one year. *Revista de Neurología*, 64(2), 55-62.
<https://doi.org/10.33588/rn.6402.2016199>
- Mudie, M. H., Winzeler-Mercay, U., Radwan, S., & Lee, L. (2002). Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clinical rehabilitation*, 16(6), 582-592.
<https://doi.org/10.1191/0269215502CR5270A>
- Murie-Fernández, M., Irimia, P., Martínez-Vila, E., John Meyer, M., & Teasell, R. (2010). Neurorrehabilitación tras el ictus. *Neurología*, 25(3), 189-196.
[https://doi.org/10.1016/S0213-4853\(10\)70008-6](https://doi.org/10.1016/S0213-4853(10)70008-6)
- Murie-Fernández, M., Ortega-Cubero, S., Carmona-Abellán, M., Meyer, M., & Teasell, R. (2012). «Tiempo es cerebro», ¿solo en la fase aguda del ictus? *Neurología*, 27(4), 197-201. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2011.06.007>
- Mustille R, Petersen H, Abele J, E. al. (2013). A pilot study of the FIST as a functional outcomes measure in a neurological acute care population. Poster Presentation Abstracts. *Journal of Acute Care Physical Therapy*, 4(3), 119-136.
<https://doi.org/10.1097/01.jat.0000436649.62652.85>
- Naczk, M., Marszalek, S., & Naczk, A. (2020a). Inertial Training Improves Strength, Balance, and Gait Speed in Elderly Nursing Home Residents. *Clinical interventions in aging*, 15, 177-184. <https://doi.org/10.2147/CIA.S234299>
- Naczk, M., Marszalek, S., & Naczk, A. (2020b). Inertial Training Improves Strength, Balance, and Gait Speed in Elderly Nursing Home Residents. *Clinical Interventions in Aging*, 15, 177. <https://doi.org/10.2147/CIA.S234299>
- Neurología, S. E. de. (2019). El atlas del Ictus en España.
- Nishikawa, K. C., Lindstedt, S. L., & LaStayo, P. C. (2018). Basic science and clinical use of eccentric contractions: History and uncertainties. *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 265-274. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.06.002>
- Oukhoya, T., Sandali, A., & Cheriti, A. (2015). Improved Grid Connected PV System based on SVPWM Inverter and using P-V Optimal Slope MPPT Technique. *International Journal of Applied Information Systems*, 10(1), 18-24. <https://doi.org/10.5120/ijais2015451457>
- Ousley CM, Isaac ZJK, Wajda DA, Rice LA, S. J. (2015). *Validation of seated postural control measures in persons with multiple sclerosis. (poster) 4th International Symposium of Gait and Balance in Multiple Sclerosis. Tesis.*
- Pai, Y. C., Rogers, M. W., Hedman, L. D., Hanke, T. A., & Winstein, C. J. (1994). Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Physical Therapy*, 74(7), 647-659.
<https://doi.org/10.1093/ptj/74.7.647>
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5(4), 383-389.

<https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>

Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of spinal disorders*, 5(4), 390-397. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00002>

Patel, A. T., Duncan, P. W., Lai, S. M., & Studenski, S. (2000). The relation between impairments and functional outcomes poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(10), 1357-1363. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.9397>

Patten, C., Lexell, J., & Brown, H. E. (2004). Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *Journal of rehabilitation research and development*, 41(3A), 293-312. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.03.0293>

Peinado, J. A. A. (2003). Contribución del método Brunnstrom al tratamiento fisioterápico del paciente hemipléjico adulto. *Fisioterapia*, 25(0211-5638), 50-58. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-resumen-contribucion-del-metodo-brunnstrom-al-13048353>

Polese, J. C., Ada, L., Dean, C. M., Nascimento, L. R., & Teixeira-Salmela, L. F. (2013). Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of physiotherapy*, 59(2), 73-80. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(13\)70159-0](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(13)70159-0)

Pollock, A., Baer, G., Campbell, P., Choo, P. L., Forster, A., Morris, J., ... Langhorne, P. (2014). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2014(4). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001920.pub3>

Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2002). The effect of independent practice of motor tasks by stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 16(5), 473-480. <https://doi.org/10.1191/0269215502CR5200A>

Riemann, B. L., Caggiano, N. A., & Lephart, S. M. (1999). Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8(3), 171-183. <https://doi.org/10.1123/JSR.8.3.171>

Robinson, Joseph M.; Stone, Michael H.; Johnson, Robert L.; Penland, Christopher M.; Warren, Beverly J.; Lewis, R. D. (s. f.). Effects of Different Weight Training Exercise/Rest Intervals... : The Journal of Strength & Conditioning Research. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(4), 216-221. Recuperado de <https://journals.lww.com/nsca-jscr/pages/articleviewer.aspx?year=1995&issue=11000&article=00002&type=Abstract>

Rodríguez Lucci, F., & Ameriso, S. F. (2018). Accidente cerebrovascular embólico de origen indeterminado. El concepto ESUS. *Neurología Argentina*, 10(2), 98-102. <https://doi.org/10.1016/j.neuarg.2017.11.004>

Rositter-Fornoff, J. E., Wolf, S. L., Wolfson, L. I., Buchner, D. M., Miller, P., Province, M. A., ... Kanten, D. (1995). A cross-sectional validation study of the FICSIT common data base static balance measures. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 50(6), M291-M297. <https://doi.org/10.1093/GERONA/50A.6.M291>

Saeyns, W., Vereeck, L., Truijen, S., Lafosse, C., Wuyts, F. P., & Van De Heyning, P. (2012). Randomized controlled trial of truncal exercises early after stroke to improve balance and mobility. *Neurorehabilitation and neural repair*, 26(3), 231-238. <https://doi.org/10.1177/1545968311416822>

- Sainz-Pelayo, M. P., Albu, S., Murillo, N., & Benito-Penalva, J. (2020). Spasticity in neurological pathologies. An update on the pathophysiological mechanisms, advances in diagnosis and treatment. *Revista de Neurologia*, 70(12), 453-460. <https://doi.org/10.33588/RN.7012.2019474>
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., & Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(9), 1204-1212. <https://doi.org/10.1053/APMR.2001.24907>
- Sale, P., Mazzoleni, S., Lombardi, V., Galafate, D., Massimiani, M. P., Posteraro, F., ... Franceschini, M. (2014). Recovery of hand function with robot-assisted therapy in acute stroke patients: A randomized-controlled trial. *International Journal of Rehabilitation Research*, 37(3), 236-242. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000059>
- Saunders, D. H., Sanderson, M., Hayes, S., Johnson, L., Kramer, S., Carter, D. D., ... Mead, G. E. (2020). Physical fitness training for stroke patients. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2020(3), 1-3. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003316.PUB7/EPDF/ABSTRACT>
- Seo, D., Lee, S., & Kwon, O. (2013). Comparison of the changes in thickness of the abdominal wall muscles of stroke patients according to the duration of their illness as observed using ultrasonographic images. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(7), 817-819. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.817>
- Sheppard, J., Hobson, S., Barker, M., Taylor, K., Chapman, D., McGuigan, M., & Newton, R. (2008). The Effect of Training with Accentuated Eccentric Load Counter-Movement Jumps on Strength and Power Characteristics of High-Performance Volleyball Players. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 3(3), 355-363. <https://doi.org/10.1260/174795408786238498>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 55(1). <https://doi.org/10.1093/GERONA/55.1.M10>
- Siemionow, V., Yue, G. H., Ranganathan, V. K., Liu, J. Z., & Sahgal, V. (2000). Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Experimental Brain Research*, 133(3), 303-311. <https://doi.org/10.1007/s002210000382>
- Siu, K. C., Chou, L. S., Mayr, U., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2009). Attentional Mechanisms Contributing to Balance Constraints during Gait: The Effects of Balance Impairments. *Brain research*, 1248, 59. <https://doi.org/10.1016/J.BRAINRES.2008.10.078>
- Smith, C. E., Nyland, J., Caudill, P., Brosky, J., & Caborn, D. N. M. (2008). Dynamic trunk stabilization: a conceptual back injury prevention program for volleyball athletes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 38(11), 703-720. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2008.2814>
- Sobrino García, P., García Pastor, A., García Arratibel, A., Vicente Peracho, G., Rodríguez Cruz, P. M., Pérez Sánchez, J. R., ... Gil Núñez, A. (2013). Clasificación etiológica del ictus isquémico: comparación entre la nueva clasificación A-S-C-O y la clasificación del Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología. *Neurología*, 28(7), 417-424. <https://doi.org/10.1016/J.NRL.2012.07.005>
- Solís, C., Arrijoja, S., & Manzano, A. (2005). Índice de Barthel (IB): Un instrumento esencial para la evaluación funcional y la rehabilitación. *Plasticidad y restauración ...*, 4, 1-6.

Recuperado de http://www.medigraphic.com/pdfs/plasticidad/prn-2005/prn051_2l.pdf

- Spieler, J.-F., & Amarenco, P. (2004). Aspects socio-économiques de la prise en charge de l'attaque cérébrale. *Revue Neurologique*, *160*(11), 1023-1028.
[https://doi.org/10.1016/s0035-3787\(04\)71139-x](https://doi.org/10.1016/s0035-3787(04)71139-x)
- Spieler, J. F., Lanoë, J. L., & Amarenco, P. (2004). Costs of stroke care according to handicap levels and stroke subtypes. *Cerebrovascular Diseases*, *17*(2-3), 134-142.
<https://doi.org/10.1159/000075782>
- Spoelstra, S. L., Given, B. A., & Given, C. W. (2012). Fall prevention in hospitals: an integrative review. *Clinical nursing research*, *21*(1), 92-112.
<https://doi.org/10.1177/1054773811418106>
- Stedman, T. L. (2012). Stedman's medical dictionary for the health professions and nursing., 512.
- Sterke, C. S., Huisman, S. L., Van Beeck, E. F., Looman, C. W. N., & Van Der Cammen, T. J. M. (2010). Is the Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) a feasible and valid predictor of short-term fall risk in nursing home residents with dementia? *International Psychogeriatrics*, *22*(2), 254-263.
<https://doi.org/10.1017/S1041610209991347>
- Stevens E. et al. (2014). El Impacto del Ictus en Europa. *The stroke patient voice in europe*, 1-42. Recuperado de <http://evocaimagen.com/cuadernos-tecnologia/cuadernos-evoca-tecnologia-1.pdf>
- Sung, J. H., Ousley, C. M., Shen, S., Isaacs, Z. J. K., Sosnoff, J. J., & Rice, L. A. (2016). Reliability and validity of the function in sitting test in nonambulatory individuals with multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research*, *39*(4), 308-312.
<https://doi.org/10.1097/MRR.000000000000188>
- Szaflarski, J. P., Allendorfer, J. B., Banks, C., Vannest, J., & Holland, S. K. (2013). Recovered vs. not-recovered from post-stroke aphasia: the contributions from the dominant and non-dominant hemispheres. *Restorative neurology and neuroscience*, *31*(4), 347-360.
<https://doi.org/10.3233/RNN-120267>
- Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. P., & Bonan, I. V. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, *45*(4-5), 327-333. <https://doi.org/10.1016/J.NEUCLI.2015.09.003>
- Tinetti, M. E. (2003). Preventing Falls in Elderly Persons. *New England Journal of Medicine*, *348*(1), 42-49. <https://doi.org/10.1056/nejmcp020719>
- Tsang, Y. L., & Mak, M. K. (2004). Sit-and-reach test can predict mobility of patients recovering from acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *85*(1), 94-98.
[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00377-0](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00377-0)
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A. B., & Tallis, R. C. (2007). The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: Predictive validity of the Brunel Balance Assessment. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *21*(4), 341-346.
<https://doi.org/10.1177/1545968306296966>
- Van Nes, I. J. W., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. H. (2008). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait & posture*, *28*(3), 507-512. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2008.03.004>

- Veerbeek, J. M., Van Wegen, E., Van Peppen, R., Van Der Wees, P. J., Hendriks, E., Rietberg, M., & Kwakkel, G. (2014). What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. *PloS one*, *9*(2).
<https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0087987>
- Verheyden, G., & Kersten, P. (2010). Investigating the internal validity of the Trunk Impairment Scale (TIS) using Rasch analysis: The TIS 2.0. *Disability and Rehabilitation*, *32*(25), 2127-2137. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.483038>
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., De Weerd, W., & Arnold, E. (2006). Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability Cristophe Lafosse Rehabilitation Centre Hof ter Schelde. *Clinical Rehabilitation*, *20*, 11.
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C., & De Weerd, W. (2004). The Trunk Impairment Scale: A new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*, *18*(3), 326-334.
<https://doi.org/10.1191/0269215504cr733oa>
- Verheyden, G., Vereeck, L., Truijen, S., Troch, M., Lafosse, C., Saeys, W., ... De Weerd, W. (2009). Additional exercises improve trunk performance after stroke: a pilot randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, *23*(3), 281-286.
<https://doi.org/10.1177/1545968308321776>
- Vicens-Bordas, J., Esteve, E., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Bandholm, T., & Thorborg, K. (2018, enero 1). Skeletal muscle functional and structural adaptations after eccentric overload flywheel resistance training: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.09.001>
- Vogt, M., & Hoppeler, H. H. (2014). Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *116*(11), 1446-1454. <https://doi.org/10.1152/JAPPLPHYSIOL.00146.2013>
- Wagle, J. P., Taber, C. B., Cunanan, A. J., Bingham, G. E., Carroll, K. M., DeWeese, B. H., ... Stone, M. H. (2017). Accentuated Eccentric Loading for Training and Performance: A Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *47*(12), 2473-2495.
<https://doi.org/10.1007/S40279-017-0755-6>
- Walker, S., Ahtiainen, J., & Häkkinen, K. (2010). Acute neuromuscular and hormonal responses during contrast loading: Effect of 11 weeks of contrast training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *20*(2), 226-234. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00914.x>
- Wilkins, E., Wilson, L., Wickramasinghe, K., Bhatnagar, P., Leal, J., Luengo-Fernandez, R., ... Townsend, N. (2017). European Cardiovascular Disease Statistics 2017, European Heart Network, Brussels. *European Cardiovascular Disease Statistics*, *34*(39), 3028-3034.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *13*(1), 49-56.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00085-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00085-8)
- World Health Organization. (2014). Global Status Report On Noncommunicable Diseases 2014.
- Wrisley, D. M., & Kumar, N. A. (2010). Functional gait assessment: Concurrent, discriminative, and predictive validity in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, *90*(5), 761-773. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090069>

Yorkston, K. M., Strand, E. A., & Kennedy, M. R. T. (1996). Comprehensibility of Dysarthric Speech. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 5(1), 55-65.
<https://doi.org/10.1044/1058-0360.0501.55>

Anexos

- Versión española de la escala Trunk Impairment Scale versión 2.0 (TIS 2.0)

Equilibrio dinámico en sedestación	Puntuación
1. Desde la posición inicial, el paciente es instruido a tocar la cama o la camilla con el codo más afecto (acortando el lado del tronco más afecto y alargando el lado del tronco menos afecto) y volver a la posición inicial. El paciente se cae, necesita el apoyo de la extremidad superior o el codo no toca la cama o camilla.	0
El paciente se mueve activamente sin ayuda, toca la cama o camilla con el codo. Si la puntuación es 0 los ítems 2 y 3 también serán 0.	1
2. Repetir las acciones descritas en el ítem 1.	0
El paciente no lo demuestra o el acortamiento o el alargamiento es el opuesto de lo esperado.	0
El paciente demuestra el acortamiento / alargamiento adecuado del tronco. Si la puntuación es 0 el ítem 3 también será 0.	1
3. Repetir las acciones descritas en el ítem 1. El paciente compensa. Compensaciones posibles son: (1) el uso de la extremidad superior, (2) abducción de la cadera contralateral, (3) flexión de la cadera (si el codo toca la cama o la camilla más distalmente que la mitad proximal del fémur), (4) flexión de la rodilla, (5) deslizamiento de los pies.	0
El paciente se mueve sin compensaciones.	1
4. Desde la posición inicial el paciente es instruido a tocar la cama o camilla con el codo menos afecto (acortando el lado menos afecto del tronco y alargando el lado afecto) y volver a la posición inicial. El paciente se cae o necesita el apoyo de una extremidad superior o el codo no toca la cama o la camilla.	0
El paciente se mueve activamente sin ayuda, el codo toca la cama o la camilla. Si la puntuación es 0, los ítems 5 y 6 también serán 0.	1
5. Repetir las acciones descritas en el ítem 4. El paciente no lo demuestra o el acortamiento o el alargamiento es el opuesto de lo esperado.	0
El paciente muestra el acortamiento / alargamiento adecuado. Si la puntuación es 0, ítem 6 también será 0.	1
6. Repetir las acciones descritas en el ítem 4. El paciente compensa. Posibles compensaciones son: (1) el uso de la extremidad superior, (2) abducción de la cadera contralateral, (3) flexión de la cadera (si el codo toca la cama o la camilla más distalmente de la mitad proximal del fémur), (4) flexión de la rodilla, (5) deslizamiento de los pies.	0
El paciente se mueve sin compensaciones.	1
7. Desde la posición inicial, el paciente es instruido a elevar el lado más afecto de la pelvis de la cama o camilla (acortando el lado del tronco más afecto y alargando la parte menos afecto) y volver a la posición inicial. El paciente no lo demuestra o el acortamiento o el alargamiento es el opuesto de lo esperado.	0
El paciente muestra el acortamiento / alargamiento adecuado del tronco.	1
8. Repetir las acciones descritas en el ítem 7. El paciente compensa. Posibles compensaciones son: (1) el uso de la extremidad superior, (2) empujar con el pie homolateral (el talón pierde el contacto con el suelo).	0
El paciente se mueve sin compensaciones.	1
9. Desde la posición inicial el paciente es instruido a elevar la pelvis del lado menos afecto de la cama o camilla (mediante el acortamiento de la parte menos afecto y el alargamiento del lado más afecto del tronco) y volver a la posición inicial.	0
El paciente no lo demuestra o el acortamiento o el alargamiento es el opuesto de lo esperado.	0
El paciente muestra el adecuado acortamiento / alargamiento del tronco. Si la puntuación es 0, el ítem 10 también será 0.	1
10. Repetir las acciones descritas en el ítem 9. El paciente compensa. Posibles compensaciones son: (1) el uso de las extremidades superiores, (2) empujar con el pie homolateral (el talón pierde contacto con el suelo).	0
El paciente se mueve sin compensaciones.	1
Equilibrio dinámico en sedestación. Total:	/10
Coordinación	Puntuación
1-Desde la posición inicial, el paciente es instruido a rotar la parte superior del tronco 6 veces (cada hombro debe moverse hacia delante 3 veces), el lado más afecto se mueve primero, la cabeza debe mantenerse en la posición inicial. El lado afecto no se mueve tres veces.	0
La rotación es asimétrica.	1
La rotación es simétrica. Si la puntuación es 0, el ítem 2 también será 0.	2
2-Repertir las acciones descritas en el ítem 1 como máximo en 6 segundos. La rotación es asimétrica o la tarea requiere más de 6 s para realizarse.	0
La rotación es simétrica y la tarea se realiza en menos de 6 s.	1
3- Desde la posición inicial, el paciente es instruido a rotar la parte inferior del tronco 6 veces (cada rodilla debe moverse hacia adelante 3 veces), el lado más afecto se mueve primero, la parte superior del tronco debe mantenerse en la posición inicial. Se permite al paciente espontáneamente moverse más hacia el borde de la cama o camilla. El lado afecto no se mueve tres veces.	0
La rotación es asimétrica.	1
La rotación es simétrica. Si la puntuación es 0 el ítem 4 será 0.	2
4-Repertir las acciones descritas en el ítem 3 en 6 segundos.	0
La rotación es asimétrica o la tarea la realiza en más de 6 segundos.	0
La rotación es simétrica y la tarea la realiza en menos de 6 segundos.	1
Coordinación. Total:	/6
TIS 2.0 Total:	/16

- La Functional in Sitting Test (FIST).

FUNCTION IN SITTING TEST (FIST) RESULTS

FIST Test Item		Date:	Date:	Date:
¼ femur on surface; hips & knees flexed to 90° <input type="checkbox"/> Used step/stool for positioning & foot support				
Randomly Administered Once	Anterior Nudge: superior sternum			
	Posterior Nudge: between scapular spines			
	Lateral Nudge: to dominant side at acromion			
Static sitting: 30 seconds				
Sitting, shake 'no': left and right				
Sitting, eyes closed: 30 seconds				
Sitting, lift foot: dominant side, lift foot 1 inch twice				
Pick up object from behind: object at midline, hands breadth posterior				
Forward reach: use dominant arm, must complete full motion				
Lateral reach: use dominant arm, clear opposite ischial tuberosity				
Pick up object from floor: from between feet				
Posterior scooting: move backwards 2 inches				
Anterior scooting: move forward 2 inches				
Lateral scooting: move to dominant side 2 inches				
TOTAL		/ 56	/ 56	/ 56
Administered by:				
Notes/comments:				
Scoring Key: 4 = Independent (completes task independently & successfully) 3 = Verbal cues/increased time (completes task independently & successfully and only needs more time/cues) 2 = Upper extremity support (must use UE for support or assistance to complete successfully) 1 = Needs assistance (unable to complete w/o physical assist; document level: min, mod, max) 0 = Dependent (requires complete physical assist; unable to complete successfully even w/physical assist)				

- Versión española de la Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS)

Tabla I. *Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS)*, versión española.

Movilidad	Ítem 1. En decúbito supino, girarse por el lado afecto	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 2. En decúbito supino, girarse por el lado no afecto	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 3. De supino a sentado al borde de la cama o camilla	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 4. Sentado sobre la camilla o cama, pasar a decúbito supino	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 5. Sentado sobre la camilla o cama, levantarse	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 6. De pie, pasar a sentado	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 7. De pie, poder coger un objeto del suelo	No puede realizar la actividad (0 puntos) Puede realizar la actividad con ayuda importante (1 punto) Puede realizar la actividad con ayuda moderada (2 puntos) Puede realizar la actividad sin ayuda (3 puntos)
TOTAL movilidad (21 puntos)		
Equilibrio	Ítem 8. Sentado sin apoyo al borde de la cama o camilla, los pies tocan al suelo	Imposible (0 puntos) Necesita un apoyo moderado de una mano (1 punto) Se mantiene sentado más de 10 segundos sin ayuda (2 puntos) Se mantiene sentado más de 5 minutos sin ayuda (3 puntos)
	Ítem 9. De pie con apoyo	Imposible (0 puntos) Necesita dos personas (1 punto) Ayuda moderada de una persona (2 puntos) Necesita solo la ayuda de una mano del paciente (3 puntos)
	Ítem 10. De pie sin apoyo	Imposible (0 puntos) Puede mantenerse de pie al menos 10 segundos sin ayuda (probablemente de manera muy asimétrica) (1 punto) Puede mantenerse de pie al menos un minuto sin ayuda (2 puntos) Puede mantenerse de pie al menos un minuto sin ayuda y además puede hacer movimientos amplios del (los) miembro(s) superior(es) por encima del hombro (3 puntos)
	Ítem 11. Apoyo monopodal del lado afecto sin ningún tipo de ayuda	Imposible (0 puntos) Sólo unos segundos ≤ 5 (1 punto) Más de 5 segundos ≤ 10 (2 puntos) Más de 10 segundos (3 puntos)
	Ítem 12. Apoyo monopodal del lado sano sin ningún tipo de ayuda	Imposible (0 puntos) Sólo unos segundos ≤ 5 (1 punto) Más de 5 segundos ≤ 10 (2 puntos) Más de 10 segundos (3 puntos)
TOTAL equilibrio (15 puntos)		
TOTAL escala PASS (36 puntos)		

▪ Escala de Equilibrio de Berg

1. DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN

INSTRUCCIONES: Por favor, levántese. Intente no ayudarse de las manos.

- () 4 capaz de levantarse sin usar las manos y de estabilizarse independientemente
- () 3 capaz de levantarse independientemente usando las manos
- () 2 capaz de levantarse usando las manos y tras varios intentos
- () 1 necesita una mínima ayuda para levantarse o estabilizarse
- () 0 necesita una asistencia de moderada a máxima para levantarse

2. BIPEDESTACIÓN SIN AYUDA

INSTRUCCIONES: Por favor, permanezca de pie durante dos minutos sin agarrarse.

- () 4 capaz de estar de pie durante 2 minutos de manera segura
- () 3 capaz de estar de pie durante 2 minutos con supervisión
- () 2 capaz de estar de pie durante 30 segundos sin agarrarse
- () 1 necesita varios intentos para permanecer de pie durante 30 segundos sin agarrarse
- () 0 incapaz de estar de pie durante 30 segundos sin asistencia

3. SEDESTACIÓN SIN APOYAR LA ESPALDA, PERO CON LOS PIES SOBRE EL SUELO O SOBRE UN TABURETE O ESCALÓN

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese con los brazos junto al cuerpo durante 2 min.

- () 4 capaz de permanecer sentado de manera segura durante 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión
- () 2 capaz de permanecer sentado durante 30 segundos
- () 1 capaz de permanecer sentado durante 10 segundos
- () 0 incapaz de permanecer sentado sin ayuda durante 10 segundos

4. DE BIPEDESTACIÓN A SEDESTACIÓN

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese.

- () 4 se sienta de manera segura con un mínimo uso de las manos
- () 3 controla el descenso mediante el uso de las manos
- () 2 usa la parte posterior de los muslos contra la silla para controlar el descenso
- () 1 se sienta independientemente, pero no controla el descenso
- () 0 necesita ayuda para sentarse

5. TRANSFERENCIAS

INSTRUCCIONES: Prepare las sillas para una transferencia en pivot. Pida al paciente de pasar primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoyabrazos. Se pueden usar dos sillas (una con y otra sin apoyabrazos) o una cama y una silla.

- () 4 capaz de transferir de manera segura con un mínimo uso de las manos
- () 3 capaz de transferir de manera segura con ayuda de las manos
- () 2 capaz de transferir con indicaciones verbales y/o supervisión
- () 1 necesita una persona que le asista
- () 0 necesita dos personas que le asistan o supervisen la transferencia para que sea segura.

6. BIPEDESTACIÓN SIN AYUDA CON OJOS CERRADOS

INSTRUCCIONES: Por favor, cierre los ojos y permanezca de pie durante 10 seg.

- () 4 capaz de permanecer de pie durante 10 segundos de manera segura
- () 3 capaz de permanecer de pie durante 10 segundos con supervisión
- () 2 capaz de permanecer de pie durante 3 segundos
- () 1 incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos pero capaz de permanecer firme
- () 0 necesita ayuda para no caerse

7. PERMANECER DE PIE SIN AGARRARSE CON LOS PIES JUNTOS

INSTRUCCIONES: Por favor, junte los pies y permanezca de pie sin agarrarse.

- () 4 capaz de permanecer de pie con los pies juntos de manera segura e independiente durante 1 minuto
- () 3 capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente durante 1 minuto con supervisión
- () 2 capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente, pero incapaz de mantener la posición durante 30 segundos
- () 1 necesita ayuda para lograr la postura, pero es capaz de permanecer de pie durante 15 segundos con los pies juntos
- () 0 necesita ayuda para lograr la postura y es incapaz de mantenerla durante 15 seg

8. LLEVAR EL BRAZO EXTENDIDO HACIA DELANTE EN BIPEDESTACIÓN

INSTRUCCIONES: Levante el brazo a 90°. Estire los dedos y llévolo hacia delante todo lo que pueda. El examinador coloca una regla al final de los dedos cuando el brazo está a 90°. Los dedos no debe tocar la regla mientras llevan el brazo hacia delante. Se mide la distancia que el dedo alcanza mientras el sujeto está lo más inclinado hacia adelante. Cuando es posible, se pide al paciente que use los dos brazos para evitar la rotación del tronco

- () 4 puede inclinarse hacia delante de manera cómoda >25 cm
- () 3 puede inclinarse hacia delante de manera segura >12 cm
- () 2 can inclinarse hacia delante de manera segura >5 cm
- () 1 se inclina hacia delante pero requiere supervisión
- () 0 pierde el equilibrio mientras intenta inclinarse hacia delante o requiere ayuda

9. EN BIPEDESTACIÓN, RECOGER UN OBJETO DEL SUELO

INSTRUCCIONES: Recoger el objeto (zapato/zapatilla) situado delante de los pies

- () 4 capaz de recoger el objeto de manera cómoda y segura
- () 3 capaz de recoger el objeto pero requiere supervisión
- () 2 incapaz de coger el objeto pero llega de 2 a 5cm (1-2 pulgadas) del objeto y mantiene el equilibrio de manera independiente
- () 1 incapaz de recoger el objeto y necesita supervisión al intentarlo
- () 0 incapaz de intentarlo o necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer

10. EN BIPEDESTACIÓN, GIRARSE PARA MIRAR ATRÁS

INSTRUCCIONES: Gire para mirar atrás a la izquierda. Repita lo mismo a la derecha. El examinador puede sostener un objeto por detrás del paciente al que puede mirar para favorecer un mejor giro.

- () 4 mira hacia atrás hacia ambos lados y desplaza bien el peso
- () 3 mira hacia atrás desde un solo lado, en el otro lado presenta un menor desplazamiento del peso del cuerpo
- () 2 gira hacia un solo lado pero mantiene el equilibrio
- () 1 necesita supervisión al girar
- () 0 necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer

11. GIRAR 360 GRADOS

INSTRUCCIONES: Dar una vuelta completa de 360 grados. Pausa. A continuación repetir lo mismo hacia el otro lado.

- 4 capaz de girar 360 grados de una manera segura en 4 segundos o menos
- 3 capaz de girar 360 grados de una manera segura sólo hacia un lado en 4 segundos o menos
- 2 capaz de girar 360 grados de una manera segura, pero lentamente
- 1 necesita supervisión cercana o indicaciones verbales
- 0 necesita asistencia al girar

12. SUBIR ALTERNANTE LOS PIES A UN ESCALÓN O TABURETE EN BIPEDESTACIÓN SIN AGARRARSE

INSTRUCCIONES: Sitúe cada pie alternativamente sobre un escalón/taburete. Repetir la operación 4 veces para cada pie.

- 4 capaz de permanecer de pie de manera segura e independiente y completar 8 escalones en 20 segundos
- 3 capaz de permanecer de pie de manera independiente y completar 8 escalones en más de 20 segundos
- 2 capaz de completar 4 escalones sin ayuda o con supervisión
- 1 capaz de completar más de 2 escalones necesitando una mínima asistencia
- 0 necesita asistencia para no caer o es incapaz de intentarlo

13. BIPEDESTACIÓN CON LOS PIES EN TANDEM

INSTRUCCIONES: Demostrar al paciente. Sitúe un pie delante del otro. Si piensa que no va a poder colocarlo justo delante, intente dar un paso hacia delante de manera que el talón del pie se sitúe por delante del zapato del otro pie (para puntuar 3 puntos, la longitud del paso debería ser mayor que la longitud del otro pie y la base de sustentación debería aproximarse a la anchura del paso normal del sujeto).

- 4 capaz de colocar el pie en tándem independientemente y sostenerlo durante 30 segundos
- 3 capaz de colocar el pie por delante del otro de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos
- 2 capaz de dar un pequeño paso de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos
- 1 necesita ayuda para dar el paso, pero puede mantenerlo durante 15 segundos
- 0 pierde el equilibrio al dar el paso o al estar de pie.

14. BIPEDESTACIÓN SOBRE UN PIE

INSTRUCCIONES: Apoyo sobre un pie sin agarrarse

- 4 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante >10 seg.
- 3 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla entre 5-10 seg.
- 2 capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante 3 ó más segundos
- 1 intenta levantar la pierna, incapaz de sostenerla 3 segundos, pero permanece de pie de manera independiente
- 0 incapaz de intentarlo o necesita ayuda para prevenir una caída

() PUNTUACIÓN TOTAL (Máximo= 56)

- Test de Tinetti

Evaluación del equilibrio

El paciente está sentado en una silla dura sin apoyabrazos.

1. Equilibrio sentado:
0 = Se inclina o se desliza en la silla
1 = Se mantiene seguro
2. Levantarse:
0 = Imposible sin ayuda
1 = Capaz, pero usa los brazos para ayudarse
2 = Capaz sin usar los brazos
3. Intentos para levantarse:
0 = Incapaz sin ayuda
1 = Capaz, pero necesita más de un intento
2 = Capaz de levantarse con un solo intento
4. Equilibrio en bipedestación inmediata (los primeros 5 sg):
0 = Inestable (se tambalea, mueve los pies) marcado balanceo de tronco
1 = Estable, pero usa andador, bastón o se agarra a otro objeto para mantenerse
2 = Estable sin andador, bastón u otros soportes
5. Equilibrio en bipedestación:
0 = Inestable
1 = Estable, pero con apoyo amplio (talones separados más de 10 cm) o usa bastón u otro soporte
2 = Apoyo estrecho y sin soporte
6. Empujar (el paciente en bipedestación, con el tronco erecto, con los pies tan juntos como sea posible, el examinador empuja suavemente en el esternón del paciente con la palma de la mano 3 veces):
0 = Empieza a caerse
1 = Se tambalea, se agarra, pero se mantiene
2 = Estable
7. Ojos cerrados (en la misma posición que en empujar):
0 = Inestable
1 = Estable
8. Vuelta de 360 grados:
0 = Pasos discontinuos
1 = Pasos continuos
0 = Inestable (se tambalea, se agarra)
1 = Estable
9. Sentarse:
0 = Inseguro, calcula mal la distancia, cae en la silla
1 = Usa los brazos o el movimiento es brusco
2 = Seguro, movimiento suave

Evaluación de la marcha

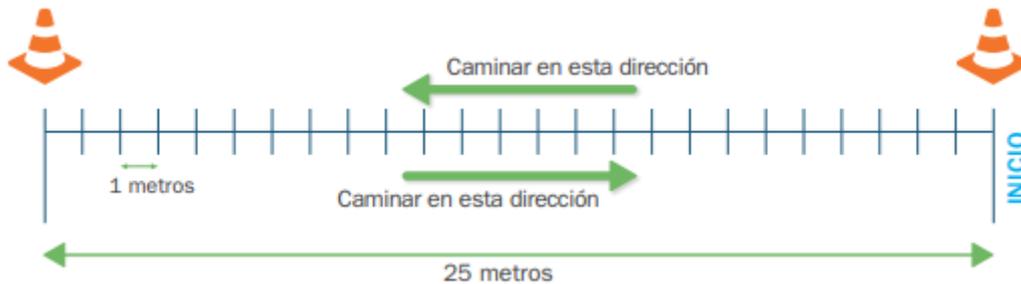
El paciente permanece de pie con el examinador, camina por el pasillo o por la habitación (unos 8 metros) a «paso normal», luego regresa a «paso rápido» pero seguro.

1. Iniciación de la marcha (inmediatamente después de decir que ande):
 0 = Algunas vacilaciones o múltiples intentos para empezar
 1 = No vacila
2. Longitud y altura de paso (movimiento del pie derecho):
 0 = El pie derecho NO sobrepasa al pie izquierdo
 1 = El pie derecho sobrepasa al pie izquierdo
 0 = El pie derecho NO se separa completamente del suelo con el paso
 1 = El pie derecho se separa completamente del suelo con el paso
3. Longitud y altura de paso (movimiento del pie izquierdo):
 0 = El pie izquierdo NO sobrepasa al pie derecho
 1 = El pie izquierdo sobrepasa al pie derecho
 0 = El pie izquierdo NO se levanta completamente del suelo con el paso
 1 = El pie izquierdo se levanta completamente del suelo con el paso
4. Simetría del paso:
 0 = La longitud de los pasos con los pies izquierdo y derecho no es igual
 1 = La longitud parece igual
5. Fluidez del paso:
 0 = Paradas entre los pasos
 1 = Los pasos parecen continuos
6. Trayectoria (observar el trazado que realiza uno de los pies durante unos 3 metros):
 0 = Desviación grave de la trayectoria
 1 = Leve/moderada desviación o usa ayudas para mantener la trayectoria
 2 = Sin desviación o ayudas
7. Tronco:
 0 = Balanceo marcado o usa ayudas
 1 = No balancea, pero flexiona las rodillas o la espalda o separa los brazos al caminar
 2 = No se balancea, no flexiona, no usa los brazos ni otras ayudas
8. Postura al caminar:
 0 = Talones separados
 1 = Talones casi juntos al caminar

El resultado de ambos apartados se sumará, de manera que una puntuación menor de 19 puntos implicará un **alto riesgo de caídas**, una puntuación de 19 a 24 reflejará **riesgo medio de caídas** y una puntuación de 25 a 28 indicará **bajo riesgo de caídas**.

- Test de 6 minutos: calidad de marcha y aptitud

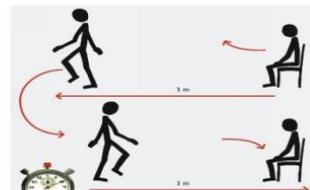
El objetivo de esta prueba es caminar lo más lejos posible durante 6 minutos.



- Test Get Up and go: coordinacion y equilibrio

Prueba “levanta y anda” (Test get up and go)

- El paciente se sienta en una silla con brazos
- Se le indica que se levante (inicio prueba y de cronometraje), camina 3 metros y vuelve a sentarse en la silla inicial (fin de cronometraje)
- Interpretación:
 - < 20 segundos: normal
 - > 20 segundos: riesgo de caída aumentado



- Índice de Barthel

INDICE DE BARTHEL. Actividades básicas de la vida diaria		
Parámetro	Situación del paciente	Puntuación
	Total:	
	- Totalmente independiente	10
	- Necesita ayuda para cortar carne, el pan, etc.	5
	- Dependiente	0
Lavarse		
	- Independiente: entra y sale solo del baño	5
	- Dependiente	0
Vestirse		
	- Independiente: capaz de ponerse y de quitarse la ropa, abotonarse, atarse los zapatos	10
	- Necesita ayuda	5
	- Dependiente	0
Arreglarse		
	- Independiente para lavarse la cara, las manos, peinarse, afeitarse, maquillarse, etc.	5
	- Dependiente	0
Deposiciones (valórese la semana previa)		
	- Continencia normal	10
	- Ocasionalmente algún episodio de incontinencia, o necesita ayuda para administrarse	5
	- Incontinencia	0
Micción (valórese la semana previa)		
	- Continencia normal, o es capaz de cuidarse de la sonda si tiene una puesta	10
	- Un episodio diario como máximo de incontinencia, o necesita ayuda para cuidar de la	5
	- Incontinencia	0
Usar el retrete		
	- Independiente para ir al cuarto de aseo, quitarse y ponerse la ropa...	10
	- Necesita ayuda para ir al retrete, pero se limpia solo	5
	- Dependiente	0
Trasladarse		
	- Independiente para ir del sillón a la cama	15
	- Mínima ayuda física o supervisión para hacerlo	10
	- Necesita gran ayuda, pero es capaz de mantenerse sentado solo	5
	- Dependiente	0

Deambular	- Independiente, camina solo 50 metros	15
	- Necesita ayuda física o supervisión para caminar 50 metros	10
	- Independiente en silla de ruedas sin ayuda	5
	- Dependiente	0
Escalones	- Independiente para bajar y subir escaleras	10
	- Necesita ayuda física o supervisión para hacerlo	5
	- Dependiente	0

Máxima puntuación: 100 puntos (90 si va en silla de ruedas)

Resultado	Grado de dependencia
< 20	Total
20-35	Grave
40-55	Moderado
≥ 60	Leve
100	Independiente

▪ FIM

Medida de Independencia Funcional

Nombre:..... Edad:.....

DNI:..... N° de Beneficiario:

Institución:.....

Medida de Independencia Funcional (FIM)		
Actividad		
Autocuidado		Puntaje
1	Comida (Implica uso de utensilios, masticar, tragar)	
3	Aseo (implica lavarse la cara y manos, peinarse, lavarse los dientes)	
4	Vestirse parte superior (implica vestirse de la cintura hacia arriba, así como colocar ortesis o prótesis)	
5	Vestirse parte inferior (implica vestirse de la cintura hacia abajo, ponerse los zapatos, colocarse ortesis o prótesis)	
6	Uso del baño (implica mantener la higiene perineal y ajustar sus ropas antes y después del uso del baño)	
Control de esfínteres		
7	Controlar intestino (implica el control completo e intencional de la evacuación intestinal y el uso de equipo o agentes necesarios para la evacuación)	
8	Controlar vejiga (implica control completo e intencional de la evacuación vesical y el uso de equipo o agentes necesarios para la evacuación como sondas)	
Modalidad		
Transferencia		
9	Transferencia de pie o de una silla de ruedas a silla y/o cama (implica pasarse desde la silla de ruedas hasta una silla, cama y volver a la posición inicial, si camina lo debe hacer de pie)	
10	Transferencia de toilet (implica sentarse y salir del inodoro)	
11	Transferencia a la ducha o bañera (implica entrar y salir de la bañera o ducha)	
Locomoción		
12	Marcha/ silla de ruedas (implica caminar sobre una superficie llana una vez que está en pie o propulsar su silla de ruedas si no puede caminar)	
13	Escaleras (implica subir y bajar escalones)	
Comunicación		
14	Comprensión (implica el entendimiento de la comunicación auditiva o visual)	
15	Expresión (implica la expresión clara del lenguaje verbal o no verbal)	
Conexión		
16	Interacción social (implica habilidades relacionadas con hacerse entender y participar con otros en situaciones sociales)	
17	Resolución de problemas (implica resolver problemas cotidianos)	
18	Memoria (implica la habilidad para el reconocimiento y memorización de actividades simples y/o rostros familiares)	
		Puntaje FIM TOTAL

Puntaje:

Independiente

7 Independiente Total

6 Independiente con adaptaciones

Dependiente

5 Solo requiere supervisión (no toca al sujeto)

4 Solo requiere mínima asistencia (sujeto aporta 75% o mas)

3 Requiere asistencia moderada (sujeto aporta 50% o mas)

2 Requiere asistencia máxima (sujeto aporta 25% o mas)

1 Requiere asistencia total (sujeto aporta menos 25)

Equipo Evaluador:.....

Fecha:.....

- RANKIM

ESCALA DE RANKIN MODIFICADA

0. Asintomático
1. Sin discapacidad significativa
<p>Presenta algunos síntomas y signos pero sin limitaciones para realizar sus actividades habituales y su trabajo.</p> <p>Preguntas: ¿Tiene el paciente dificultad para leer o escribir, para hablar o encontrar la palabra correcta, tiene problemas con la estabilidad o de coordinación, molestias visuales, adormecimiento (cara, brazos, piernas, manos, pies), pérdida de movilidad (cara, brazos, piernas, manos, pies), dificultad para tragar saliva u otros síntomas después de sufrir el ictus?</p>
2. Discapacidad leve
<p>Presenta limitaciones en sus actividades habituales y laborales previas, pero es independiente para las actividades básicas de la vida diaria (ABVD).</p> <p>Preguntas: ¿Ha habido algún cambio en la capacidad del paciente para sus actividades habituales o trabajo o cuidado comparado con su situación previa al ictus? ¿Ha habido algún cambio en la capacidad del paciente para participar en actividades sociales o de ocio? ¿Tiene el paciente problemas con sus relaciones personales con otros o se ha aislado socialmente?</p>
3. Discapacidad moderada
<p>Necesita ayuda para algunas actividades instrumentales pero no para las actividades básicas de la vida diaria. Camina sin ayuda de otra persona. Necesita de cuidador al menos dos veces por semana.</p> <p>Preguntas ¿Precisa de ayuda para preparar la comida, cuidado del hogar, manejo del dinero, realizar compras o uso de transporte público?</p>
4. Discapacidad moderadamente grave
<p>Incapaz de atender satisfactoriamente sus necesidades, precisando ayuda para caminar y para actividades básicas. Necesita de cuidador al menos una vez al día, pero no de forma continuada. Puede quedar solo en casa durante algunas horas.</p> <p>Preguntas: ¿Necesita ayuda para comer, usar el baño, higiene diaria o caminar? ¿Podría quedar solo algunas horas al día?</p>
5. Discapacidad grave
<p>Necesita atención constante. Encamado. Incontinente. No puede quedar solo.</p>
6. Éxito

- NIHSS

1. NIVEL DE CONSCIENCIA	
1a. Alerta	
Alerta con respuestas normales	0
No alerta, pero responde a mínimos estímulos verbales	1
No alerta, pero responde a estímulos repetidos o dolorosos (no reflejos)	2
No responde a estímulos dolorosos o sólo con movimientos reflejos	3
1b. Preguntas orales	
Preguntar el mes actual y la edad. Puntuar sólo la primera respuesta.	
Ambas respuestas son correctas	0
Sólo una respuesta es correcta, IOT, muy disártrico o barrera idiomática	1
Ninguna es correcta	2
1c. Órdenes motoras	
Cerrar - abrir los ojos y cerrar – abrir la mano (lado no parético)	
Ambas respuestas son correctas	0
Sólo una respuesta es correcta	1
Ninguna es correcta	2
2. MIRADA CONJUGADA	
Significa que los 2 ojos hacen lo mismo y, en reposo, los ojos están en posición central Explorar sólo la mirada horizontal voluntaria o con reflejos óculo-cefálicos ¹ en comatosos	
Normal	0
Paresia parcial de la mirada o paresia periférica de un nervio oculo-motor ²	1
Paresia total o desviación forzada de la mirada conjugada	2
3. CAMPOS VISUALES POR CONFRONTACIÓN	
A un metro de distancia del paciente y tapan el ojo que no va a ser explorado Explorar los cuadrantes superiores e inferiores	
Visión no alterada	0
Hemianopsia ³ parcial o extinción visual ⁴	1
Hemianopsia completa	2
Ceguera total	3
4. PARESIA FACIAL	
Enseñar los dientes, si no colabora se puede explorar con un estímulo doloroso	
Movimiento normal (simetría de las hemicaras)	0
Mínima asimetría	1
Parálisis de la zona inferior de una hemicara	2
Parálisis de las zonas inferior y superior de una hemicara	3
5. PARESIA DEL BRAZO	
Primero el brazo no parético Levantar y extender el brazo a 90° Paciente en decúbito, extender el brazo a 45°	
5a. Lado derecho	
Mantiene la posición durante 10 segundos, amputación o inmovilización	0
Claudica en menos de 10 segundos sin tocar la cama	1
Claudica en menos de 10 segundos y la extremidad toca la cama	2
Existe movimiento pero no alcanza la posición o cae inmediatamente	3
Parálisis de la extremidad	4
5b. Lado izquierdo	
Igual que el lado derecho	

6. PARESIA DE LA PIERNA	
Primero la pierna no parética Levantar la pierna extendida a 30°	
6a. Lado derecho	
Mantiene la posición durante 5 segundos, amputación proximal o inmovilización	0
Claudica en menos de 5 segundos sin tocar la cama	1
Claudica en menos de 5 segundos y la extremidad toca la cama	2
Existe movimiento pero no alcanza la posición o cae inmediatamente	3
Parálisis de la extremidad	4
6b. Lado izquierdo.	
Igual que el lado derecho	
7. DISMETRÍA (Ataxia: descoordinación en el movimiento)	
Dedo-nariz y talón-rodilla, realizar con los ojos abiertos	
Ausente, amputación, déficit motor o fusión de la articulación	0
Ataxia en una extremidad	1
Ataxia en dos extremidades	2
8. SENSIBILIDAD	
Con aguja explorar la cara, los brazos, el tronco, el abdomen y las piernas (no manos ni pies) En paciente obnubilado evaluar la retirada al estímulo doloroso	
Normal	0
Leve hipoestesia (lo nota)	1
Anestesia o paciente en coma	2
9. LENGUAJE	
Describir un dibujo o leer una lista de palabras y frases En paciente mudo o IOT explorar según su escritura	
Normal	0
Afasia leve o moderada (se puede entender)	1
Afasia grave (no se puede entender)	2
Comprensión nula o en coma	3
10. DISARTRIA	
Valorar sólo la articulación	
Normal o IOT	0
Leve o moderada (se puede entender)	1
Grave, ininteligible o mudo	2
11. Extinción e Inatención, Negligencia	
Extinción: en caso de estímulos bilaterales simultáneos, el paciente no es capaz de percibir en el lado contralateral a la lesión Negligencia: el paciente es incapaz de orientarse o responder ante un estímulo en el lado contralateral a la lesión Inatención: el paciente ignora los estímulos en el lado contralateral a la lesión	
Sin alteraciones	0
Inatención o extinción en una modalidad (visual, táctil, espacial o corporal)	1
Inatención o extinción en más de una modalidad. No reconoce su propia mano o sólo reconoce una parte del espacio	2

- Mini-BESTest

Mini-BESTest: Balance Evaluation Systems Test

© 2005-2013 Oregon Health & Science University. All rights reserved.

ANTICIPATORY**SUB SCORE: / 6****1. SIT TO STAND***Instruction: "Cross your arms across your chest. Try not to use your hands unless you must. Do not let your legs lean against the back of the chair when you stand. Please stand up now."*

(2) Normal: Comes to stand without use of hands and stabilizes independently.

(1) Moderate: Comes to stand WITH use of hands on first attempt.

(0) Severe: Unable to stand up from chair without assistance, OR needs several attempts with use of hands.

2. RISE TO TOES*Instruction: "Place your feet shoulder width apart. Place your hands on your hips. Try to rise as high as you can onto your toes. I will count out loud to 3 seconds. Try to hold this pose for at least 3 seconds. Look straight ahead. Rise now."*

(2) Normal: Stable for 3 s with maximum height.

(1) Moderate: Heels up, but not full range (smaller than when holding hands), OR noticeable instability for 3 s.

(0) Severe: ≤ 3 s.**3. STAND ON ONE LEG***Instruction: "Look straight ahead. Keep your hands on your hips. Lift your leg off of the ground behind you without touching or resting your raised leg upon your other standing leg. Stay standing on one leg as long as you can. Look straight ahead. Lift now."***Left:** Time in Seconds Trial 1: _____ Trial 2: _____**Right:** Time in Seconds Trial 1: _____ Trial 2: _____

(2) Normal: 20 s.

(2) Normal: 20 s.

(1) Moderate: < 20 s.

(1) Moderate: < 20 s.

(0) Severe: Unable.

(0) Severe: Unable

To score each side separately use the trial with the longest time.

To calculate the sub-score and total score use the side [left or right] with the lowest numerical score [i.e. the worse side].

REACTIVE POSTURAL CONTROL**SUB SCORE: / 6****4. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- FORWARD***Instruction: "Stand with your feet shoulder width apart, arms at your sides. Lean forward against my hands beyond your forward limits. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."*

(2) Normal: Recovers independently with a single, large step (second realignment step is allowed).

(1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium.

(0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously.

5. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- BACKWARD*Instruction: "Stand with your feet shoulder width apart, arms at your sides. Lean backward against my hands beyond your backward limits. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."*

(2) Normal: Recovers independently with a single, large step.

(1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium.

(0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously.

6. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- LATERAL*Instruction: "Stand with your feet together, arms down at your sides. Lean into my hand beyond your sideways limit. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."***Left****Right**

(2) Normal: Recovers independently with 1 step (crossover or lateral OK).

(2) Normal: Recovers independently with 1 step (crossover or lateral OK).

(1) Moderate: Several steps to recover equilibrium.

(1) Moderate: Several steps to recover equilibrium.

(0) Severe: Falls, or cannot step.

(0) Severe: Falls, or cannot step.

Use the side with the lowest score to calculate sub-score and total score.

SENSORY ORIENTATION**SUB SCORE: / 6****7. STANCE (FEET TOGETHER); EYES OPEN, FIRM SURFACE***Instruction: "Place your hands on your hips. Place your feet together until almost touching. Look straight ahead. Be as stable and still as possible, until I say stop."*

Time in seconds: _____

(2) Normal: 30 s.

(1) Moderate: < 30 s.

(0) Severe: Unable.

8. STANCE (FEET TOGETHER); EYES CLOSED, FOAM SURFACE

Instruction: "Step onto the foam. Place your hands on your hips. Place your feet together until almost touching. Be as stable and still as possible, until I say stop. I will start timing when you close your eyes."

Time in seconds: _____

- (2) Normal: 30 s.
- (1) Moderate: < 30 s.
- (0) Severe: Unable.

9. INCLINE- EYES CLOSED

Instruction: "Step onto the incline ramp. Please stand on the incline ramp with your toes toward the top. Place your feet shoulder width apart and have your arms down at your sides. I will start timing when you close your eyes."

Time in seconds: _____

- (2) Normal: Stands independently 30 s and aligns with gravity.
- (1) Moderate: Stands independently <30 s OR aligns with surface.
- (0) Severe: Unable.

DYNAMIC GAIT**SUB SCORE: /10****10. CHANGE IN GAIT SPEED**

Instruction: "Begin walking at your normal speed, when I tell you 'fast', walk as fast as you can. When I say 'slow', walk very slowly."

- (2) Normal: Significantly changes walking speed without imbalance.
- (1) Moderate: Unable to change walking speed or signs of imbalance.
- (0) Severe: Unable to achieve significant change in walking speed AND signs of imbalance.

11. WALK WITH HEAD TURNS – HORIZONTAL

Instruction: "Begin walking at your normal speed, when I say "right", turn your head and look to the right. When I say "left" turn your head and look to the left. Try to keep yourself walking in a straight line."

- (2) Normal: performs head turns with no change in gait speed and good balance.
- (1) Moderate: performs head turns with reduction in gait speed.
- (0) Severe: performs head turns with imbalance.

12. WALK WITH PIVOT TURNS

Instruction: "Begin walking at your normal speed. When I tell you to 'turn and stop', turn as quickly as you can, face the opposite direction, and stop. After the turn, your feet should be close together."

- (2) Normal: Turns with feet close FAST (< 3 steps) with good balance.
- (1) Moderate: Turns with feet close SLOW (≥4 steps) with good balance.
- (0) Severe: Cannot turn with feet close at any speed without imbalance.

13. STEP OVER OBSTACLES

Instruction: "Begin walking at your normal speed. When you get to the box, step over it, not around it and keep walking."

- (2) Normal: Able to step over box with minimal change of gait speed and with good balance.
- (1) Moderate: Steps over box but touches box OR displays cautious behavior by slowing gait.
- (0) Severe: Unable to step over box OR steps around box.

14. TIMED UP & GO WITH DUAL TASK [3 METER WALK]

Instruction TUG: "When I say 'Go', stand up from chair, walk at your normal speed across the tape on the floor, turn around, and come back to sit in the chair."

Instruction TUG with Dual Task: "Count backwards by threes starting at _____. When I say 'Go', stand up from chair, walk at your normal speed across the tape on the floor, turn around, and come back to sit in the chair. Continue counting backwards the entire time."

TUG: _____ seconds; Dual Task TUG: _____ seconds

- (2) Normal: No noticeable change in sitting, standing or walking while backward counting when compared to TUG without Dual Task.
- (1) Moderate: Dual Task affects either counting OR walking (>10%) when compared to the TUG without Dual Task.
- (0) Severe: Stops counting while walking OR stops walking while counting.

When scoring item 14, if subject's gait speed slows more than 10% between the TUG without and with a Dual Task the score should be decreased by a point.

TOTAL SCORE: /28

Mini-BESTest Instructions

Subject Conditions: Subject should be tested with flat-heeled shoes OR shoes and socks off.

Equipment: Temper@ foam (also called T-foam™ 4 inches thick, medium density T41 firmness rating), chair without arm rests or wheels, incline ramp, stopwatch, a box (9" height) and a 3 meter distance measured out and marked on the floor with tape [from chair].

Scoring: The test has a maximum score of 28 points from 14 items that are each scored from 0-2.

"0" indicates the lowest level of function and "2" the highest level of function.

If a subject must use an assistive device for an item, score that item one category lower.

If a subject requires physical assistance to perform an item, score "0" for that item.

For **Item 3** (stand on one leg) and **Item 6** (compensatory stepping-lateral) only include the score for one side (the worse score).

For **Item 3** (stand on one leg) select the best time of the 2 trials [from a given side] for the score.

For **Item 14** (timed up & go with dual task) if a person's gait slows greater than 10% between the TUG without and with a dual task then the score should be decreased by a point.

1. SIT TO STAND	Note the initiation of the movement, and the use of the subject's hands on the seat of the chair, the thighs, or the thrusting of the arms forward.
2. RISE TO TOES	Allow the subject two attempts. Score the best attempt. (If you suspect that subject is using less than full height, ask the subject to rise up while holding the examiners' hands.) Make sure the subject looks at a non-moving target 4-12 feet away.
3. STAND ON ONE LEG	Allow the subject two attempts and record the times. Record the number of seconds the subject can hold up to a maximum of 20 seconds. Stop timing when the subject moves hands off of hips or puts a foot down. Make sure the subject looks at a non-moving target 4-12 feet ahead. Repeat on other side.
4. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- FORWARD	Stand in front of the subject with one hand on each shoulder and ask the subject to lean forward (Make sure there is room for them to step forward). Require the subject to lean until the subject's shoulders and hips are in front of toes. After you feel the subject's body weight in your hands, very suddenly release your support. The test must elicit a step. NOTE: Be prepared to catch subject.
5. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION - BACKWARD	Stand behind the subject with one hand on each scapula and ask the subject to lean backward (Make sure there is room for the subject to step backward.) Require the subject to lean until their shoulders and hips are in back of their heels. After you feel the subject's body weight in your hands, very suddenly release your support. Test must elicit a step. NOTE: Be prepared to catch subject.
6. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- LATERAL	Stand to the side of the subject, place one hand on the side of the subject's pelvis, and have the subject lean their whole body into your hands. Require the subject to lean until the midline of the pelvis is over the right (or left) foot and then suddenly release your hold. NOTE: Be prepared to catch subject.
7. STANCE (FEET TOGETHER); EYES OPEN, FIRM SURFACE	Record the time the subject was able to stand with feet together up to a maximum of 30 seconds. Make sure subject looks at a non-moving target 4-12 feet away.
8. STANCE (FEET TOGETHER); EYES CLOSED, FOAM SURFACE	Use medium density Temper@ foam, 4 inches thick. Assist subject in stepping onto foam. Record the time the subject was able to stand in each condition to a maximum of 30 seconds. Have the subject step off of the foam between trials. Flip the foam over between each trial to ensure the foam has retained its shape.
9. INCLINE EYES CLOSED	Aid the subject onto the ramp. Once the subject closes eyes, begin timing and record time. Note if there is excessive sway.
10. CHANGE IN SPEED	Allow the subject to take 3-5 steps at normal speed, and then say "fast". After 3-5 fast steps, say "slow". Allow 3-5 slow steps before the subject stops walking.
11. WALK WITH HEAD TURNS- HORIZONTAL	Allow the subject to reach normal speed, and give the commands "right, left" every 3-5 steps. Score if you see a problem in either direction. If subject has severe cervical restrictions allow combined head and trunk movements.
12. WALK WITH PIVOT TURNS	Demonstrate a pivot turn. Once the subject is walking at normal speed, say "turn and stop." Count the number of steps from "turn" until the subject is stable. Imbalance may be indicated by wide stance, extra stepping or trunk motion.
13. STEP OVER OBSTACLES	Place the box (9 inches or 23 cm height) 10 feet away from where the subject will begin walking. Two shoeboxes taped together works well to create this apparatus.
14. TIMED UP & GO WITH DUAL TASK	Use the TUG time to determine the effects of dual tasking. The subject should walk a 3 meter distance. TUG: Have the subject sitting with the subject's back against the chair. The subject will be timed from the moment you say "Go" until the subject returns to sitting. Stop timing when the subject's buttocks hit the chair bottom and the subject's back is against the chair. The chair should be firm without arms. TUG With Dual Task: While sitting determine how fast and accurately the subject can count backwards by threes starting from a number between 100-90. Then, ask the subject to count from a different number and after a few numbers say "Go". Time the subject from the moment you say "Go" until the subject returns to the sitting position. Score dual task as affecting counting or walking if speed slows (>10%) from TUG and or new signs of imbalance.

