



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Enfermería

Licenciatura en Fisioterapia

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE TONO MUSCULAR EN PACIENTES
PEDIÁTRICOS CON SECUELAS DE DAÑO NEUROLÓGICO EN LA
UNIDAD DE BIOMECÁNICA DEL INSTITUTO DE NEUROBIOLOGÍA-
UNAM CAMPUS JURIQUILLA EN EL PERIODO DE ENERO-JUNIO
2019

TESIS

Que como parte de los requisitos
para obtener el Título de la

LICENCIATURA EN FISIOTERAPIA

Presenta:

Paola Gabriela Almazán Ramos

Dirigido por:

L. F. T. Felipe de Jesús Martínez Matehuala

Med. Esp. Héctor Manuel Frías Vázquez-Mellado

Co-Director:

Med. Esp. María Elena Juárez Colín

TSUTF. Cristina Carrillo Prado

Querétaro, Qro. a 16 de diciembre de 2020



RESUMEN

Introducción: La disfunción del tono muscular ocurre comúnmente después de una lesión de las vías motoras descendientes; la más frecuente en la parálisis cerebral es la hipertonía espástica, presente en el 85% de los casos, la cual afecta substancialmente la movilidad de las extremidades. **Objetivo:** Realizar un análisis biomecánico del test de péndulo y correlacionarlo con las alteraciones de tono muscular en pacientes pediátricos con secuelas de daño neurológico, y un grupo control, en la Unidad de Biomecánica del INB-UNAM Campus Juriquilla. **Métodos:** Estudio analítico, unilateral, de comparación de medias. Se utilizó un sistema de captura de movimiento 3D para registrar el movimiento de las extremidades inferiores mediante el test de péndulo, el cual se aplicó a pacientes pediátricos con una edad promedio de 8.941 ± 1.712 años ($n=17$); siete de ellos con secuelas previamente diagnosticadas de daño neurológico, y 10 controles. La información capturada fue analizada mediante un proceso de rastreo y marcación de eventos, para obtener así variables espacio-temporales y cinemáticas, las cuales fueron extraídas con Matlab V. R2015a y posteriormente se exportaron a una base de datos en Excel V. 2007 y SPSS V. 20 para el análisis estadístico. Se utilizó estadística descriptiva; se realizó prueba de normalidad Shapiro-Wilk para determinar el tipo de contraste de hipótesis. Para el contraste paramétrico se utilizó prueba T de Student para muestras independientes, para el contraste no paramétrico se utilizó prueba U de Mann-Whitney. **Resultados:** De las variables estudiadas, T (control $\bar{x}=5.232$ s, secuelas $\bar{x}=3.923$ s, $p=0.001$), Tfase1 (control $\bar{x}=0.963$ s, secuelas $\bar{x}=0.748$ s, $p=0.039$), Tfase2 (control $\bar{x}=4.269$ s, secuelas $\bar{x}=3.175$, $p=0.001$), R1 (control $\bar{x}=0.023$, secuelas $\bar{x}=0.014$, $p=0.033$), R2 (control $\bar{x}=0.013$, secuelas $\bar{x}=0.010$, $p=0.013$) y R2N (control $\bar{x}=0.008$, secuelas $\bar{x}=0.006$, $p=0.013$) mostraron diferencias significativas entre grupos. **Conclusiones:** Los resultados sugieren que más de tres variables del test de péndulo pueden indicar alteraciones de tono muscular en pacientes pediátricos con secuelas de daño neurológico. Los análisis biomecánicos podrían establecer un nuevo estándar para el diagnóstico preciso y tratamiento dirigido a los desórdenes motores relacionados a esta población.

(Palabras Clave: Biomecánica, tono muscular, hipertonía, espasticidad, test de péndulo).





SUMMARY

Introduction: Muscle tone dysfunction commonly occurs after an injury of the descending motor pathways; the most frequent in cerebral palsy is spastic hypertonia, which is present in 85% of the cases, substantially affecting the mobility of the extremities. **Objective:** Perform the biomechanical analysis of the pendulum test and correlate it with muscle tone alterations in pediatric patients with sequels of neurological damage, and a control group, in the Biomechanics Unit from the INB-UNAM Campus Juriquilla. **Methods:** Analytic study, one-sided, of mean comparisons. A 3D Motion Capture system was used to record the movement of the lower limbs with the pendulum test, which was applied to pediatric patients with a mean age of 8.941 ± 1.712 years ($n=17$); seven of them with diagnosed sequels of neurological damage, and 10 as controls. The captured data was analyzed through a process of tracking and event marking, therefore obtaining spatio-temporal and kinematic variables, which were extracted with Matlab V. R2015a and then exported to a database in Excel V. 2007 and SPSS V. 20 for statistical analysis. Descriptive statistic was used; Shapiro-Wilk normality test was applied to determine the type of hypothesis contrast. T-Student Test for independent samples was used for the parametric contrast, whereas U of Mann Whitney was used for the non-parametric contrast. **Results:** From the studied variables, T (control $\bar{x}=5.232$ s, sequels $\bar{x}=3.923$ s, $p=0.001$), Tfase1 (control $\bar{x}=0.963$ s, sequels $\bar{x}=0.748$ s, $p=0.039$), Tfase2 (control $\bar{x}=4.269$ s, sequels $\bar{x}=3.175$, $p=0.001$), R1 (control $\bar{x}=0.023$, sequels $\bar{x}=0.014$, $p=0.033$), R2 (control $\bar{x}=0.013$, sequels $\bar{x}=0.010$, $p=0.013$), and R2N (control $\bar{x}=0.008$, sequels $\bar{x}=0.006$, $p=0.013$) showed statistic differences between groups. **Conclusions:** The results suggest that more than three variables from the pendulum test can indicate muscle tone alterations in pediatric patients with sequels of neurological damage. Biomechanical analysis may set a new standard for the precise diagnosis and targeted treatment of motor disorders related to this demographic.

(Key words: Biomechanics, muscle tone, hypertonia, spasticity, pendulum test,).





DEDICATORIAS

A Dios primeramente por permitirme usar mis capacidades al servicio de otros, y por ser mi sustento y mi fuerza durante cada etapa que he concretado.

A mi familia por ser un ejemplo de perseverancia, responsabilidad y resiliencia tanto en el ámbito profesional como en la vida.

A mis amigos que siempre me recordaron disfrutar cada momento aún a pesar del trabajo y los obstáculos.

A los profesores que compartieron sus conocimientos y que me enseñaron que de poco sirve la excelencia académica si no ejerzo mi profesión con pasión y amor hacia las personas.





AGRADECIMIENTOS

A mi familia por proveer para cada una de mis necesidades, fuera material o emocional, a lo largo de este proceso.

Agradezco a la UNAM, al Instituto de Neurobiología y a las Unidades de Biomecánica y de Investigación en Neurodesarrollo por abrirme las puertas y facilitarme el uso de sus instalaciones para la elaboración de esta investigación. Especialmente agradezco al L. F. T. Felipe Martínez Matehuala por su interés, compromiso, paciencia y disposición en todo momento hacia mi trabajo; así mismo agradezco a todos mis compañeros y al equipo de la Unidad de Biomecánica por su participación en el proyecto.

Mi mayor agradecimiento es para los pacientes, y sus padres o tutores, que me regalaban de su tiempo y me depositaron su confianza durante todo momento, sin ellos no hubiera podido realizarse esta investigación.

Finalmente, quiero agradecer a todos los docentes que ofrecieron su guía para concretar la elaboración de esta tesis.





ÍNDICE

RESUMEN	I
SUMMARY	II
DEDICATORIAS	III
AGRADECIMIENTOS	IV
ÍNDICE	V
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE GRÁFICAS	XII
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
III. JUSTIFICACIÓN	8
III.1 MAGNITUD	8
III.2 TRASCENDENCIA	8
III.3 FACTIBILIDAD	9
III.4 VULNERABILIDAD	9
IV. OBJETIVOS	10
IV.1 OBJETIVO GENERAL:	10
IV.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	10
V. HIPÓTESIS	11
VI. REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA	12
VI.1 SIGNOS DE LESIÓN EN LA VÍA MOTORA DESCENDENTE (O VÍA PIRAMIDAL)	12
VI.2 SIGNOS POSITIVOS DE UNA LESIÓN DE VÍA PIRAMIDAL	14
VI.3 FISIOPATOLOGÍA DE LA ESPASTICIDAD	16
VI.4 DIFERENCIA ENTRE HIPERTONÍA, ESPASTICIDAD, DISTONÍA ESPÁSTICA, CO- CONTRACCIÓN ESPÁSTICA Y RIGIDEZ	18



VI.5	CONTROL MOTOR DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL	22
VI.5.1	<i>Control motor a nivel medular: Arco reflejo de estiramiento</i>	22
VI.5.2	<i>Control del tono muscular.....</i>	23
VI.5.3	<i>Control de la fuerza muscular.....</i>	24
VI.6	CONCEPTOS DE BIOMECÁNICA	24
VI.6.1	<i>Biomecánica estática y dinámica.....</i>	24
VI.6.2	<i>Cinética y cinemática.....</i>	25
VI.7	BIOMECÁNICA DE LA RODILLA	26
VI.7.1	<i>Anatomía funcional de la rodilla.....</i>	26
VI.7.2	<i>Estabilidad de la rodilla.....</i>	27
VI.7.3	<i>Cinemática de la rodilla</i>	29
VI.7.4	<i>Desplazamiento de la rótula sobre el fémur</i>	30
VI.7.5	<i>Desplazamiento de la rótula sobre la tibia.....</i>	31
VI.7.6	<i>Movimientos del fémur y la tibia durante la flexo-extensión.....</i>	31
VI.8	VALORACIÓN CLÍNICA DE LA HIPERTONÍA	32
VI.8.1	<i>Evaluación de las características del movimiento articular.....</i>	32
VI.8.2	<i>Examen de reflejos osteotendinosos</i>	32
VI.8.3	<i>Evaluación de tono muscular: escala de Ashworth y Ashworth modificada.....</i>	33
VI.8.4	<i>Evaluación de signos patológicos.....</i>	34
VI.9	TÉCNICAS BIOMECÁNICAS PARA LA EVALUACIÓN DE TRASTORNOS MOTORES	35
VI.9.1	<i>Electromiografía (EMG).....</i>	36
VI.9.2	<i>Test de péndulo (test de Wartenberg)</i>	38
VI.9.3	<i>Variables principales del test de péndulo</i>	40
VII.	METODOLOGÍA	46
VII.1	TIPO Y DISEÑO METODOLÓGICO.....	46
VII.2	UNIVERSO Y MUESTRA.....	46
VII.3	MATERIAL Y MÉTODOS.....	48
VII.4	INSTRUMENTOS	53
VII.5	PRUEBA PILOTO.....	53





VII.6	VARIABLES O CATEGORÍAS DE ESTUDIO	54
VIII.	ANÁLISIS DE RESULTADOS	59
IX.	ÉTICA DEL ESTUDIO	60
X.	RESULTADOS	64
X.1	VARIABLES TEMPORALES	64
X.2	VARIABLES CINEMÁTICAS	69
X.3	RESULTADOS DE LAS EXCURSIONES ANGULARES POR PLANO DE MOVIMIENTO ..	76
X.3.1	<i>Excursión angular en el plano de movimiento z (flexo-extensión) de la rodilla.</i>	77
X.3.2	<i>Excursiones angulares en el plano de movimiento y (lateralización) de la rodilla.</i>	78
X.3.3	<i>Excursiones angulares en el plano de movimiento x (rotación) de la rodilla.</i>	80
XI.	DISCUSIÓN	83
XII.	CONCLUSIÓN	87
XIII.	ANEXOS	88
	ANEXO 1. DATOS DE LOS INVESTIGADORES Y DE LA INVESTIGACIÓN	88
	ANEXO 2. ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH	90
	ANEXO 3. CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PADRES/TUTORES	91
XIV.	REFERENCIAS	92



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Causas más frecuentes de lesión de la vía piramidal.....	12
Tabla 2. Diferencia entre una lesión de Neurona Motora Inferior y Neurona Motora Superior.....	13
Tabla 3. Signos positivos de la lesión de la vía motora.....	15
Tabla 4. Variables temporales (global).....	64
Tabla 5. Variables temporales del miembro inferior derecho (D).....	65
Tabla 6. Variables temporales del miembro inferior izquierdo (S).....	65
Tabla 7. Variables cinemáticas del test de péndulo (global)..	70
Tabla 8. Variables cinemáticas del test de péndulo (lado derecho)..	70
Tabla 9. Variables cinemáticas del test de péndulo (lado izquierdo).....	71
Tabla 10. Escala Modificada de Ashworth.....	90



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Tractos ascendentes y descendentes de la médula espinal..	14
Figura 2. Áreas de Brodmann..	16
Figura 3. Formación reticular del tronco encefálico.....	17
Figura 4. Esquema de los principales sistemas descendentes que ejecutan control supraespinal inhibitorio o excitatorio sobre el reflejo espinal.....	17
Figura 5. Co-contracción de braquial anterior, bíceps y braquiorradial previo al movimiento de extensión.....	20
Figura 6. Co-contracción del tríceps sural provocando plantiflexión durante un intento de dorsiflexión.	20
Figura 7. Relación entre los componentes neurales y mecánicos en una lesión de motoneurona superior.	21
Figura 8. Representación esquemática del arco reflejo de estiramiento (reflejo patelar).	23
Figura 9. Ramas de la Biomecánica.....	26
Figura 10. Valores normales del ángulo Q en hombres y mujeres.....	27
Figura 11. Estructuras estabilizadoras de la rodilla	29
Figura 12. Principales estructuras blandas que rodean la articulación de la rodilla.	29
Figura 13. Los seis grados de libertad del movimiento de la rodilla..	30
Figura 14. Movimiento rotacional de la tibia durante la flexo-extensión de la rodilla	31



Figura 15. Valoración del reflejo rotuliano con el paciente en decúbito supino.	33
Figura 16. Reflejo cutáneo plantar.	34
Figura 17. Trazados de la prueba del péndulo y actividad muscular de cuádriceps e isquiotibiales en el EMG.....	39
Figura 18. Curva de desplazamiento característica obtenida al realizar la prueba del péndulo.....	41
Figura 19. Ecuación para obtener el IR.....	41
Figura 20. Modelo matemático del test de péndulo propuesto por Bajd y Vodovnik	42
Figura 21. Formulación simple del área bajo la curva.....	42
Figura 22. Representación del área bajo la curva angular ($i\dot{\theta}$) de la flexión de rodilla durante la prueba del péndulo.	43
Figura 23. Correlación entre la integral del coeficiente reflejo (iR_f/J) y el área bajo la curva angular ($i\dot{\theta}$) durante la prueba de péndulo.....	44
Figura 24. Comparación de la curva angular de pacientes con diferentes grados de espasticidad.	44
Figura 25. Ejemplo de resultados de un test de péndulo, comparando los ángulos con las velocidades.	45
Figura 26. Laboratorio de Biomecánica.....	49
Figura 27. Puntos de referencia anatómicos para la colocación de los marcadores según el modelo de Davis..	50
Figura 28. Posicionamiento del paciente para la realización del test..	51
Figura 29. Tracking o rastreo de los puntos..	52



Figura 30. Eventos para el análisis de la prueba..... 52

Dirección General de Bibliotecas UAQ



ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Tiempo total de balanceos.....	66
Gráfica 2. Tiempo de la fase inicial..	67
Gráfica 3. Tiempo de la fase final.....	68
Gráfica 4. Tiempo entre excursiones máximas de ambas extremidades.....	69
Gráfica 5. Radio de amplitudes (R1) de las dos extremidades.....	72
Gráfica 6. Índice de Relajación (R2) de ambas extremidades.....	73
Gráfica 7. Índice de Relajación Normalizado (R2N) de ambas extremidades.....	74
Gráfica 8. Velocidad Angular Máxima (Vmax) de ambas extremidades.....	75
Gráfica 9. Número de oscilaciones (NOsc).....	76
Gráfica 10. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento Z (flexo-extensión) de la rodilla derecha. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo.....	77
Gráfica 11. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento Z (flexo-extensión) de la rodilla izquierda. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo.....	78
Gráfica 12. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento Y (lateralización) de la rodilla derecha. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo.....	79



Gráfica 13. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento Y (lateralización) de la rodilla izquierda. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo..... 80

Gráfica 14. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento X (rotación) de la rodilla derecha. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo..... 81

Gráfica 15. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento X (rotación) de la rodilla izquierda. (Abajo) Significancia estadística – α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo..... 82

Dirección General de Bibliotecas UAQ



I. INTRODUCCIÓN

Lance describió la espasticidad en 1980 como: *“Un desorden motor caracterizado por un aumento velocidad-dependiente de los reflejos tónicos de estiramiento (tono muscular) con reflejos osteotendinosos exagerados, que resulta de la hiperexcitabilidad del reflejo de estiramiento y es uno de los componentes del síndrome de la motoneurona superior”* (Bolaños-Jiménez et al., 2011; Lance, 1980). Una década después Young expandió la definición, estableciendo que los signos motrices en una lesión de neurona superior se podían clasificar en dos grupos: negativos y positivos. Mientras que los signos negativos se presentan en la etapa inicial y se caracterizan en términos generales por una disminución del componente motor, los signos positivos se vuelven evidentes en etapas posteriores, manifestándose con condiciones asociadas a la exageración de la respuesta motora (Young, 1994).

A través de los años se han desarrollado diferentes escalas para medir las alteraciones secundarias a un daño neurológico, particularmente en lo que respecta al tono muscular. En 1954 el investigador francés Tardieu diseñó una escala que mide la respuesta al estiramiento pasivo, considerando el factor de la velocidad de la movilización (Tardieu, Shentoub, & Delarue, 1954). Diez años más tarde fue creada la escala de Ashworth, la cual posteriormente fue modificada para evaluar específicamente la espasticidad (Ashworth, 1964; Bohannon & Smith, 1987). Aunque Ashworth no consideró el factor de la velocidad de estiramiento, por su sencillez y facilidad para aplicarse su escala fue adoptada como un componente fundamental de la evaluación neurológica clínica.

Antes de que existieran las escalas antes mencionadas, el investigador Wartenberg ya había diseñado una prueba que consiste en registrar el movimiento



pendular de la rodilla a partir de una posición relajada en extensión, midiendo la excursión angular de la articulación en diferentes momentos mediante el uso de goniómetros (Wartenberg, 1951). Décadas después se validaría su uso en pacientes con parálisis cerebral infantil; demostrando ser un método sensible para cuantificar la espasticidad de los músculos extensores de rodilla en pediátricos de entre 2 y 6 años con diplejía espástica (Nordmark & Andersson, 2002). A partir de entonces se han realizado varios estudios en relación al test de péndulo, los cuales sugieren que es un instrumento más consistente para la medición de las alteraciones de tono muscular en comparación con las escalas de valoración convencionales.

El trabajo que se realizó consiste en un análisis biomecánico de la prueba de péndulo mediante el uso de un sistema de captura de movimiento 3D. La investigación se enfocó en pacientes pediátricos de edades entre los 5 y los 12 años, a los cuales se les realizó la prueba del péndulo al mismo tiempo que se ejecutaron las capturas de movimiento 3D. Posteriormente fue procesada la información y se obtuvieron variables espacio-temporales y cinemáticas que se compararon entre un grupo con secuelas de daño neurológico y diferentes grados de alteración del tono muscular, y un control sin ningún antecedente de daño neurológico. El objetivo fue encontrar si las diferencias entre las variables estudiadas eran estadísticamente significativas, y si dichas variables son potenciales indicadores del grado de alteración en el tono muscular de los pacientes pediátricos.





II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se conoce que las alteraciones de tono afectan al menos al 35% de los pacientes con hemiplejía a nivel mundial (Sommerfeld, Eek, Svensson, Holmqvist, & Von Arbin, 2004), mientras que la espasticidad aparece en el 85% de los casos de parálisis cerebral infantil (Cans, 2000). Se calcula además que la espasticidad afecta a medio millón de personas en Estados Unidos, y aproximadamente a 12 millones de personas en todo el mundo (Vanek & Menkes, 2010), aunque las cifras exactas se desconocen debido a la dificultad para el diagnóstico preciso. Las alteraciones de tono derivadas de lesiones del sistema nervioso central pueden tener implicaciones importantes en la calidad de vida de los pacientes, provocando discapacidad, limitaciones en los rangos de movimiento, causando dolor, interfiriendo en el sueño, entre otros problemas de salud (Hinderer & Dixon, 2001; Jozefczyk, 2002; Rizk, 2015; Ward, 2003).

En México, de acuerdo a datos emitidos por la Secretaría de Salud entre los años 1998 a 2002, se reporta una tasa de 3 casos nuevos de parálisis cerebral espástica por cada 10,000 nacidos vivos en el país (Calzada, C & Vidal, 2014). En el Sistema Nacional Para el Desarrollo Integral de la Familia (SNDIF), se atendieron en el periodo del 2000 al 2008, 22,213 pacientes con parálisis cerebral, ocupando la novena causa de atención (Secretaría de Salud, 2009). No se encontró información publicada que reporte un estado epidemiológico del PCI en el estado Querétaro.

Previo a la prescripción de tratamiento rehabilitatorio a un paciente pediátrico con lesión de la vía motora, es necesario tener un amplio entendimiento de los signos y síntomas asociados, los cuales pueden proporcionar al profesional de la salud valiosa información sobre las áreas concretas del sistema nervioso central que pudieran haber sido afectadas. El estudio de imagen como la resonancia magnética (RM) y la Tomografía Axial Computarizada (TAC) siguen siendo las herramientas más fiables al momento de ofrecer un diagnóstico (Ashwal,



Russman, Blasco, Miller, & Sandler, 2012); ya que éstas pueden darnos con certeza la ubicación de la lesión y una idea más puntual de su magnitud (Paul et al., 2016). Sin embargo, las implicaciones reales del daño en las actividades de la vida diaria del paciente sólo se pueden determinar mediante la clínica; en esto radica la importancia de las pruebas realizadas durante el examen neurológico. Por lo anterior, tanto la información proporcionada por el estudio de imagen como la obtenida mediante la clínica son esenciales para determinar un diagnóstico, así como para medir la progresión del paciente después de varias sesiones de tratamiento fisioterapéutico.

Por otra parte, nos encontramos con la problemática respecto al examen neurológico, el cual depende en gran medida de la percepción subjetiva del evaluador. En este tenor, la escala de Ashworth, considerada por muchos especialistas de la salud como la prueba de oro para evaluar el grado de alteración en el tono muscular (Nakhostin Ansari, Karimi, Farahmand, Naghdi, & Faghihzadeh, 2007), es hasta cierto grado insuficiente para determinar si el trastorno motor se debe a una espasticidad, una distonía espástica, contractura muscular, rigidez de tejido blando o una combinación de todas las anteriores; es decir, que no distingue entre componentes neurológicos y mecánicos (Patrick & Ada, 2006; Willerslev-Olsen et al., 2013). Es por tal motivo que ha sido cuestionada la validez para su uso en la práctica clínica (Rekand, 2010).

Ante esta limitación surge la necesidad de una herramienta que relacione las variables espacio-temporales y cinemáticas, con los hallazgos clínicos obtenidos en la evaluación neurológica (Popović & Bajd, 2018). Bajd y Vodovnik en 1984 plantearon un modelo matemático, basado en el test de Wartenberg o test de péndulo, con el fin de aportar un método objetivo de medición de la espasticidad (Bajd & Vodovnik, 1984). La ventaja de este test en comparación con la escala de Ashworth radica en su utilidad para distinguir entre los componentes neurales y mecánicos, facilitando el planteamiento de relaciones entre las





anormalidades biomecánicas y las estructuras cerebrales (o en su caso, musculoesqueléticas) implicadas.

Desde entonces, otros investigadores han analizado el test de péndulo; como el francés Philippe Le Cavorzin que, mediante un electrogoniómetro, midió la flexo-extensión de la rodilla en diferentes momentos de la excursión. Cavorzin correlacionó la escala de Ashworth con el torque computado, encontrando una relación logarítmica no lineal entre ambas; esto sugiere que la escala de Ashworth se comporta de manera más errática que el test de péndulo.

En cuanto a la correlación entre las variables del test y el diagnóstico de PCI, un estudio de 2007 encontró que la velocidad angular máxima de la flexión de rodilla durante la prueba fue significativamente menor en niños con PCI (2028°/s) comparado con controles (2938°/s) ($p < 0.01$); de manera similar, el tiempo transcurrido para alcanzar la velocidad angular máxima fue menor en niños con PCI (0.23 s) que en los controles (0.34 s) ($p < 0.01$) (White et al., 2007). La limitación de estas investigaciones radica en que no se consideraron los otros dos planos de movimiento, coronal y transversal (Bui, Gagnon, Audet, Mathieu, & Leone, 2017; Kim, 2013; Le Cavorzin et al., 2002).

Por su parte, otra investigación más reciente que analizó el valor predictivo del test de péndulo para evaluar la espasticidad de miembros inferiores mostró que la prueba es $> 70\%$ acertada en clasificar rodillas por presencia o ausencia de espasticidad (con relación a Ashworth), pero es menos certera ($< 70\%$) para gradar el nivel de espasticidad (Whelan et. al., 2018).

Ante esta variabilidad de información, estudios posteriores han analizado el test de péndulo mediante modelos tridimensionales con el fin de abarcar los tres planos de movimiento. Un estudio enfocado al análisis tridimensional del test de péndulo midió la reproducibilidad de la prueba en diferentes sesiones mediante un análisis de varianza, encontrando que no hubo diferencias significativas entre las mediciones individuales de las variables R1 (radio de amplitud), R2 (índice de





relajación) y $V_{m\acute{a}x}$ (velocidad máxima) (chi cuadrada varió entre 0.60 ($p=0.896$) y 3.90 ($p=0.272$)) (Syczewska et al., 2009); sin embargo, los resultados no fueron concluyentes debido a la alta variabilidad encontrada en las demás variables analizadas. Esto quiere decir que, aunque se logró determinar un nivel de consistencia considerable entre las variables principales durante el análisis tridimensional, no todas obtuvieron ese mismo resultado.

Por otra parte, un análisis biomecánico del test de péndulo realizado por Lotfian y sus colaboradores rescató que las variables numéricas A0, A1 y A2 (A0-ángulo de inicio, A1-primer balanceo, A2-diferencia de grados entre el ángulo de flexión máxima y el primer mínimo del ángulo de flexión) mostraron una alta correlación ($r > 0.57$) con la longitud y la velocidad de paso durante la marcha de pacientes con PCI, indicando que las anomalías neuromusculares asociadas a la espasticidad pueden contribuir a trastornos de la marcha (Lotfian et al., 2016). Aunque, nuevamente, sólo se registraron las alteraciones en el plano sagital de movimiento.

Ahora bien, los estudios tridimensionales realizados en pacientes con secuelas de daño neurológico, que han registrado y analizado más de un plano de movimiento, se han enfocado más hacia las modificaciones ocurridas durante la marcha y no propiamente al test de péndulo (García-Vázquez et. al., 2018). Se han realizado estudios que buscan detectar objetivamente las fases de la marcha en pacientes pediátricos con parálisis cerebral y comparándolos con niños sin alteraciones (Behboodi et. al., 2019). Otro estudio similar calculó el índice de estiramiento y acortamiento de los tendones de músculos espásticos durante la marcha de niños con parálisis (Choi et. al., 2018).

El estudio más reciente encontrado en la literatura consistió en un análisis 3D con electromiografía en niños con parálisis cerebral y controles con el fin de evaluar las diferencias estadísticas entre ambos grupos usando el test de péndulo. Este estudio logró una acertada detección de la presencia o ausencia de espasticidad, así como el nivel de restricción en la flexión de rodilla, mostrando





diferencias significativas en el rango de movimiento de la primera oscilación ($p=0.001$). Este estudio no analizó alteraciones en la rotación y lateralización de la misma (Peveroni et. al., 2020).

En México se han realizado prototipos de sistemas para la cuantificación de las variables obtenidas mediante el test de péndulo (Schiaffino et al., 2002), pero no se han encontrado estudios mexicanos sobre la correlación entre dichas variables y el grado de alteración de tono muscular en los pacientes con secuelas de daño neurológico.

Ante lo expuesto anteriormente se plantea la siguiente pregunta de investigación: *¿El análisis biomecánico del test de péndulo mostrará diferencias significativas entre un grupo de pacientes pediátricos con un diagnóstico clínico de secuelas de daño neurológico, y un grupo control?*



III. JUSTIFICACIÓN

III.1 Magnitud

Este estudio impacta ampliamente el ámbito de la Fisioterapia ya que conocer detallada y objetivamente el comportamiento tanto de la espasticidad como de otras alteraciones del tono muscular ayuda a brindar un panorama más amplio de los factores, ya sean neurales o mecánicos, que repercuten en el movimiento del paciente; de esta manera se favorece el diagnóstico y posteriormente la prescripción puntual de tratamiento fisioterapéutico, concretándose así la disminución de la disfunción, limitación en los rangos de movimiento y la discapacidad.

Así mismo, la cuantificación de las alteraciones de tono muscular impacta el ámbito de la Investigación, ofreciendo un método de recolección de información objetivo que le brinda mayor seriedad a las investigaciones relacionadas.

III.2 Trascendencia

A corto plazo, el estudio es trascendente en el dominio clínico pues a partir de la información recabada se plantean nuevas aproximaciones al tratamiento de los pacientes con parálisis cerebral de la Unidad; además de que el seguimiento proporcionado a estos pacientes se sustentará en datos cuantitativos de carácter más confiable.

A mediano plazo, los beneficios se extienden hacia futuras investigaciones llevadas a cabo dentro de la Unidad; ya sea para evaluar la efectividad de algún coadyuvante en el tratamiento de los pacientes con parálisis, o para llevar a cabo un análisis biomecánico más puntual de otros signos como el clonus, la hiperreflexia, o los reflejos patológicos.





A largo plazo se plantea que las técnicas biomecánicas, en conjunto con los estudios de imagen y el examen clínico se conviertan en una herramienta de rutina para la valoración de los síndromes asociados a la parálisis cerebral infantil. De esta manera, el fisioterapeuta tendrá una participación más activa, dentro del equipo multidisciplinario, al momento de aportar un diagnóstico funcional. Los conocimientos del fisioterapeuta en materia del movimiento humano, aunado a su entendimiento de la correlación clínica entre éste y la integridad del sistema nervioso central, serán esenciales en el campo del neurodesarrollo humano.

III.3 Factibilidad

La investigación fue factible puesto a que se contó con acceso a la población que se estudió en el periodo establecido; además la institución cuenta con todo el equipo y el material necesarios para que se haya llevado a cabo.

III.4 Vulnerabilidad

La realización de análisis biomecánicos para la cuantificación de las alteraciones de tono muscular no ha mostrado ningún efecto adverso en los pacientes pediátricos en investigaciones previas. No debe olvidarse que cualquier estudio que implique la participación de pacientes pediátricos, y más aún con discapacidad motriz, debe ser llevado a cabo con extrema cautela, humanidad e integridad; la presente investigación consideró en todo momento la vulnerabilidad de esta población.





IV. OBJETIVOS

IV.1 Objetivo general:

Realizar un análisis biomecánico del test de péndulo y comparar los resultados obtenidos entre los pacientes pediátricos con diagnóstico de secuelas de daño neurológico, y un grupo control, de la Unidad de Neurodesarrollo del INB UNAM Campus Juriquilla.

IV.2 Objetivos específicos:

1. Determinar las variables del test de péndulo más pertinentes a utilizar para el análisis biomecánico.
2. Registrar las variables mediante el proceso de captura, rastreo y análisis de movimiento en los planos X, Y y Z.
3. Analizar y comparar los resultados de los pacientes con secuelas de daño neurológico contra los del grupo control.



V. HIPÓTESIS

H₀: El análisis biomecánico de tono muscular con el test de péndulo muestra diferencias significativas en menos de tres de las variables establecidas, entre un grupo de pacientes pediátricos con secuelas de daño neurológico (Ashworth igual o mayor a 1 en miembros inferiores) y un grupo control.

H₁: El análisis biomecánico de tono muscular con el test de péndulo muestra diferencias significativas en tres o más de las variables establecidas, entre un grupo de pacientes pediátricos con secuelas de daño neurológico (Ashworth igual o mayor a 1 en miembros inferiores) y un grupo control.



VI. REVISIÓN DE LA BIBLIOGRAFÍA

VI.1 Signos de lesión en la vía motora descendente (o vía piramidal)

Una lesión de la vía motora o vía piramidal puede ocurrir tanto en corteza cerebral como en tronco encefálico. Este tipo de lesión y sus correspondientes signos y síntomas pueden atribuirse a diferentes etiologías (Ver Tabla 1) (Bolaños-Jiménez et al., 2011).

Congénitas	Parálisis Cerebral Infantil.
Adquiridas	Traumatismos, Hemorragias (hipertensión, aneurismas, aterosclerosis), Isquemia Cerebral Transitoria, lesiones hemisféricas por radioterapia, embolias, trombosis, vasculitis, esclerosis múltiple, abscesos cerebrales, tumores, linfomas, meningoencefalitis.
Genéticas	Parálisis supranuclear progresiva, paraplejía espástica familiar.

Tabla 1. Causas más frecuentes de lesión de la vía piramidal. Fuente: Bolaños-Jiménez et al., 2011.

La lesión de vía piramidal afecta a las motoneuronas superiores y comprende signos y síntomas tales como parálisis/paresia (debilidad) espástica de ciertos músculos, diferentes grados de atrofia muscular (principalmente por desuso), reflejos tendinosos profundos hiperactivos, con disminución o ausencia de reflejos superficiales, y presencia de reflejos patológicos, especialmente el reflejo de Babinski (Ver Tabla 2) (Lynn Bar-On et al., 2015).

Signo	Lesión de Motoneurona Inferior	Lesión de Motoneurona Superior
Debilidad	Parálisis flácida	Parálisis espástica
Reflejos tendinosos profundos	Disminuidos/Ausentes	Aumentados
Babinski	Ausente	Presente
Atrofia	Puede ser notable	Ausente o resultado de desuso
Fasciculaciones y fibrilaciones	Puede estar presente	Ausente

Tabla 2. Diferencia entre una lesión de Neurona Motora Inferior y Neurona Motora Superior. Fuente: Waxman, 2016. P. 190.

Debido que los tractos corticoespinal, rubroespinal y reticuloespinal se encuentran muy próximos dentro del cordón blanco lateral, frecuentemente la interrupción del tracto corticoespinal se acompaña de una interrupción de los otros dos, lo cual produce espasticidad e hiperreflexia (Waxman, 2016. P. 191) (Ver Figura 1).

“Las lesiones aisladas del tracto corticoespinal son poco comunes; cuando llegan a ocurrir, causan pérdida del control motor fino (por ejemplo, pérdida de la destreza en dedos individuales), pero tienden a dejar sin afectación a los grupos musculares axiales (es decir, aquellos localizados de manera proximal en los miembros) que controlan el movimiento motor grueso de tórax y miembros.” (Waxman, 2016. P.189).

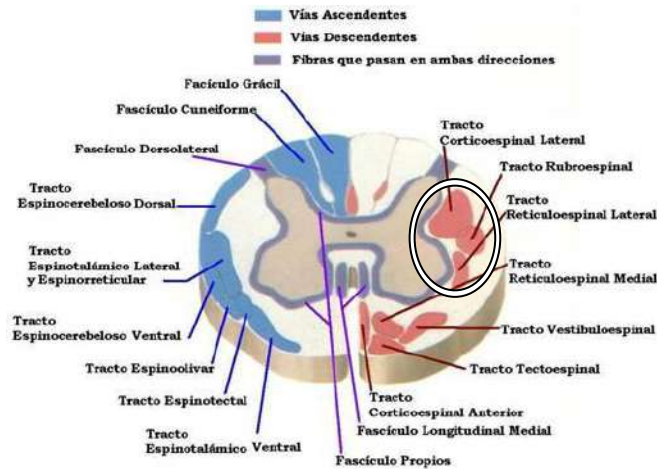


Figura 1. Tractos ascendentes y descendentes de la médula espinal. En este esquema de los tractos ascendentes y descendentes se aprecia el cordón blanco lateral, por donde pasan los tractos corticoespinal lateral, rubroespinal y reticuloespinal lateral. Fuente: Modificada de Rubin & Safdieh, 2008. P. 266.

VI.2 Signos positivos de una lesión de vía piramidal

Los signos que tienden a la exageración en la contracción muscular, tono y reflejos se les conoce como “positivos”; mientras que a la fatiga, debilidad, disminución de la destreza muscular y flacidez se les conoce como signos “negativos” (Rizk, 2015; Sheean & Mcguire, 2009). A continuación se describen los principales signos positivos de la lesión de la vía motora (Ver Tabla 3):

Síntomas	Descripción
Hipertonía	Aumento anormal del tono muscular. Clínicamente se detecta como una resistencia aumentada al movilizar pasivamente un segmento corporal. Algunos autores



	sugieren que la hipertonia es producto de una combinación entre espasticidad, distonía espástica y rigidez del tejido blando.
Espasmos	Contracciones musculares tónicas breves, involuntarias y bruscas, que afectan principalmente a los músculos flexores.
Clonus	Contracción muscular rítmica e involuntaria que provoca oscilaciones entre los 4 y 8 Hz. Es provocada por reflejos desencadenados en serie.
Hiperreflexia	Aumento exagerado de la función refleja, tanto propioceptiva como cutánea.
Co-activación muscular	Contracción simultánea e involuntaria de músculos antagonistas debido a una disminución en la inhibición recíproca.

Tabla 3. Signos positivos de la lesión de la vía motora. Fuente: García-Alix & Quero, 2012; Gómez-Soriano, 2012.



VI.3 Fisiopatología de la espasticidad

La espasticidad se desarrolla cuando, debido a una lesión, el arco reflejo de estiramiento es aislado de su sistema modulador supraespinal, produciendo una excitación anormal de las motoneuronas alfa y gamma. Estas lesiones se han encontrado principalmente en las regiones anteriores de la corteza cerebral (área premotora 6 de Brodmann), así como en el brazo anterior de la cápsula interna (vías procedentes de las áreas premotoras, denominadas “haces parapiramidales”) (Ver Figura 2) (Cavorzin, 2013).

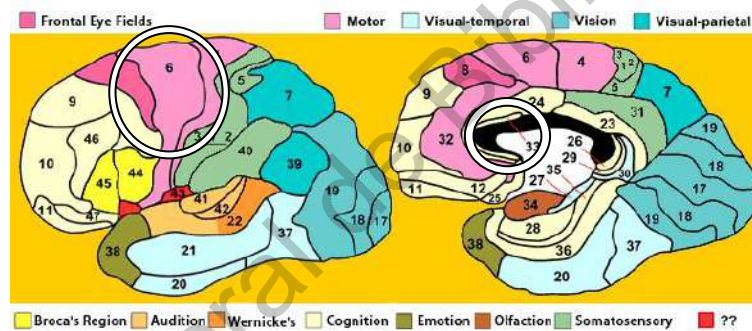


Figura 2. Áreas de Brodmann. En este esquema se señalan el área 6 de Brodmann y el brazo anterior de la cápsula interna, regiones cuya lesión se asocia a la espasticidad. Fuente: Modificada de Dubin, n.d.

El mecanismo inhibitor del tono muscular es relevado posteriormente en la formación reticular del tronco encefálico. Esta estructura tiene dos sistemas con funciones opuestas (Ver Figura 3) (Cavorzin, 2013):

- Sistema inhibitor del tono, mediado por la región ventromedial.
- Sistema excitador del tono, mediado por la región dorsal.

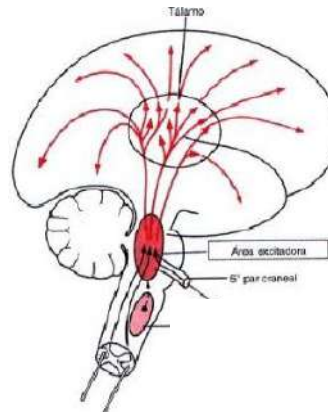


Figura 3. Formación reticular del tronco encefálico. Está conformada por un área excitatoria y un área inhibitoria. Fuente: Modificada de González, 2009.

Por lo tanto, la espasticidad que surge a partir de lesiones encefálicas anteriores se explica mediante la interrupción del sistema inhibitor del tono. Esta condición en combinación con una lesión del haz piramidal explica cómo puede presentarse una paresia al mismo tiempo que un cuadro de espasticidad (Ver Figura 4) (Cavorzin, 2013; Rizk, 2015).

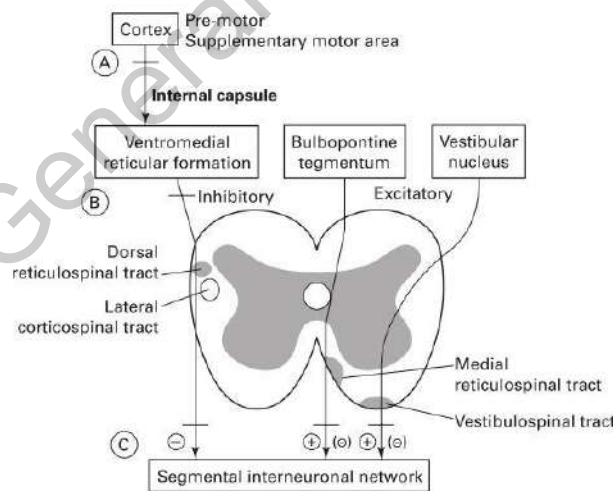


Figura 4. Esquema de los principales sistemas descendentes que ejecutan control supraespinal inhibitorio o excitatorio sobre el reflejo espinal. A. Lesión que afecta las fibras corticoespinales y corticoreticulares que facilitan el sistema inhibitorio principal: el tracto reticuloespinal dorsal. B. Lesión medular incompleta afectando las fibras corticoespinales y el tracto reticuloespinal dorsal. C. Lesión medular completa afectando la vía corticoespinal, fibras reticuloespinales dorsales y las vías excitatorias. Fuente: Barnes & Johnson, 2008. P. 12.



Por otra parte, la evidencia científica ha demostrado un incremento en los neurotransmisores excitatorios, como glutamato y aspartato, así como un decremento en los inhibitorios como GABA, glicina y taurina en la médula espinal en casos de espasticidad. Recientemente se ha planteado una hipótesis que conjunta todos estos hallazgos: En primer lugar, se reduce la función de los tractos para-piramidales a causa de la lesión; estos tractos viajan en conjunto en la médula espinal y terminan en sinapsis axo-axonales, reduciendo así la cantidad de neurotransmisores inhibitorios liberados por las neuronas. Esto lleva a un aumento de la conducción retrógrada de la neurona al músculo, aumentando así los reflejos de estiramiento miotático (Lynn Bar-On et al., 2015). Así mismo, está comprobado que la acción inhibitoria del órgano tendinoso de Golgi está disminuida en pacientes con espasticidad (Bolaños-Jiménez et al., 2011).

Todos estos factores finalmente provocan una disminución del umbral reflejo, lo cual clínicamente se observa como un aumento precoz del tono durante la movilización pasiva. En sujetos normales, el umbral del reflejo miotático se desencadena a una velocidad angular de aproximadamente 200°/segundo con una latencia del reflejo de 61 a 107 milisegundos, es decir, un periodo muy breve. Sin embargo, en pacientes con espasticidad se han demostrado umbrales tan bajos como 35°/segundo y con una latencia prolongada durante la mayor parte del recorrido articular (Oo, 2015. P. 98).

VI.4 Diferencia entre hipertonia, espasticidad, distonía espástica, co-contracción espástica y rigidez

Por definición, la espasticidad únicamente ocurre cuando la extremidad se mueve pasivamente a una velocidad que supere el umbral que detone el reflejo miotático. La distonía espástica, por su parte, no es provocada por un reflejo



miotático exagerado, sino que ocurre bajo dos circunstancias: cuando un músculo en reposo sufre una contracción tónica persistente, o cuando es inducida por una acción voluntaria. En la marcha hemipléjica es típico que, mientras progresa el movimiento para andar, la rodilla adopte una postura en extensión, el tobillo una plantiflexión con inversión e incluso puede ocurrir una flexión progresiva del codo (reacción asociada); es por ello que la distonía espástica se considera dentro de los trastornos hipercinéticos. Aunque la distonía espástica no es dependiente del reflejo de estiramiento, sí es sensible al alargamiento/estiramiento del músculo (Lynn Bar-On et al., 2015; Sheean & McGuire, 2009). Un estudio en niños con parálisis cerebral, realizando el test de péndulo, sugirió que la distonía no es una hiper-sensibilidad de reflejos dependiente de la velocidad, sino que puede ser dependiente de una posición específica, ya que se encontraron alteraciones del movimiento en un rango medio entre la extensión total de la rodilla y la posición vertical (Andrews et al., 2015).

Puede que en ocasiones una co-contracción ocurra momentos antes de que el movimiento siquiera inicie (es decir, antes del estiramiento), o cuando la contracción es isométrica (sin estiramiento alguno). Esto puede ser ocasionado por una falla en la inhibición recíproca entre dos grupos musculares, ya sea a nivel medular o cortical, resultando en la activación simultánea de ambos grupos musculares (Ver Figura 5). En casos extremos, la fuerza del antagonista supera la del agonista. Esto resulta en casos donde, por ejemplo, un intento de extensión de los dedos resulta en una flexión de los mismos. Sin embargo, este desorden es característico de desórdenes de la vía extrapiramidal o ganglios basales (Ver Figura 6) (Sheean & McGuire, 2009).



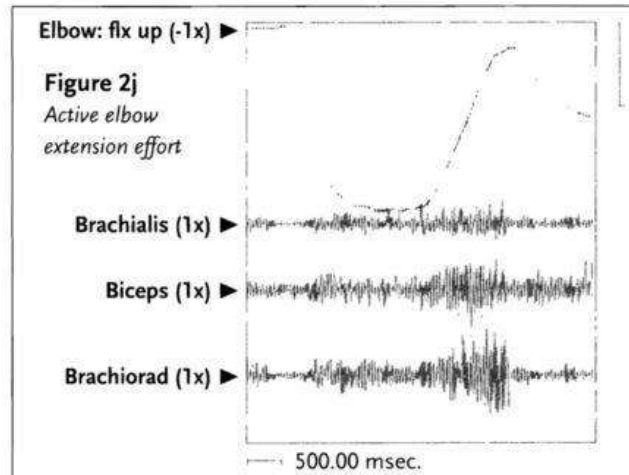


Figura 5. Co-contracción de braquial anterior, bíceps y braquiorradial previo al movimiento de extensión. Fuente: Sheean & Mcguire, 2009.

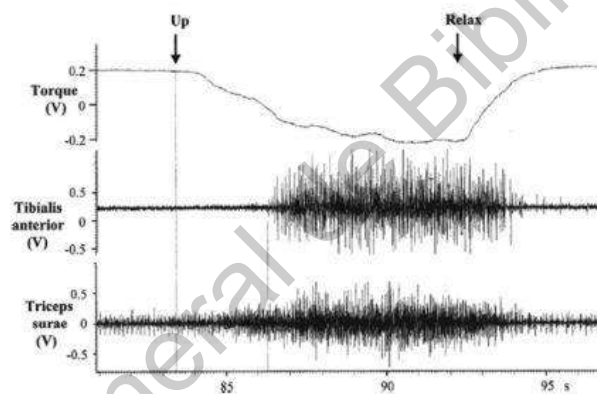


Figura 6. Co-contracción del tríceps sural provocando plantiflexión durante un intento de dorsiflexión. Fuente: Sheean & Mcguire, 2009.

La rigidez es secundaria a la alteración motora, siendo atribuida a cambios histológicos en el tejido muscular. Ya sea que ésta ocurra tras la inactividad prolongada del músculo, o por la contracción continua del mismo, la rigidez agrava la hipertonía, perpetuando el ciclo y culminando en un acortamiento permanente del músculo que en muchas ocasiones sólo puede ser corregido mediante procedimientos quirúrgicos (Sheean & Mcguire, 2009; Willerslev-Olsen, Lorentzen, Sinkjær, & Nielsen, 2013).

En el siguiente esquema se representa la relación entre los componentes mecánicos y neurales implicados en una lesión de motoneurona superior (Ver Figura 7):

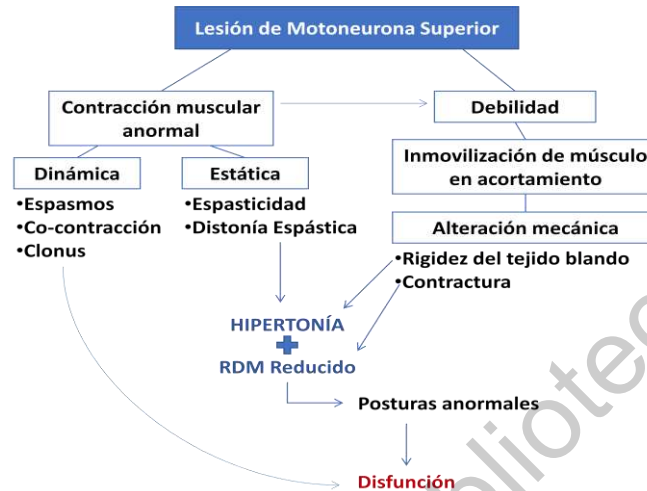


Figura 7. Relación entre los componentes neurales y mecánicos en una lesión de motoneurona superior. Fuente: Modificado de Barnes & Johnson, 2008, P.27.

Entonces se puede llegar a la conclusión de que la hipertensión no es causada por un solo mecanismo, sino más bien por una intrincada cadena de alteraciones. Existen entonces dos mecanismos principales: la alteración del control espinal y suprasegmentario, pero no se pueden dejar de lado los cambios en las propiedades del sistema músculo-esquelético (Sepúlveda, Bacco, Cubillos & Doussoulin, 2018).

Las alteraciones neurales y mecánicas en última instancia llevan a alteraciones funcionales como la marcha. Varios estudios han correlacionado el grado de espasticidad del cuádriceps con patrones específicos de movimiento durante la marcha de pacientes con lesión neuronal (White, Uhl, & Augsburg, 2015). Otros modelos atribuyen estos patrones de movimiento a una combinación entre alteraciones del tono, la rigidez y la disminución de la fuerza muscular (Falisse et. al., 2018).



VI.5 Control motor del sistema nervioso central

El ser humano cuenta con un sofisticado sistema regulador del movimiento, encargado tanto de la iniciación como el control del mismo. El sistema motor está conformado por áreas corticales y subcorticales que incluyen los tractos descendientes: corticoespinal y corticobulbar (piramidales), rubroespinal, retículoespinal, vestibuloespinal y tectoespinal (extrapiramidales); los cuales se conectan a la materia gris de la médula espinal y los nervios eferentes. Por otra parte también participan el cerebelo y los ganglios basales (Waxman, 2016. Pp. 183-184).

El control del movimiento está organizado de manera jerárquica en sentido ascendente según su complejidad. Los reflejos son controlados principalmente por la médula espinal, mientras que los movimientos voluntarios específicos se efectúan desde los niveles superiores (Waxman, 2016. P. 183).

VI.5.1 Control motor a nivel medular: Arco reflejo de estiramiento

La señal aferente que desencadena el reflejo de estiramiento se origina en los “*husos musculares*”, receptores sensitivos introducidos en los músculos. Los husos se componen de 8 a 10 fibras intrafusales dispuestas paralelamente con las fibras extrafusales que forman la mayor parte de la fibra muscular. Alrededor de la porción central del huso se enrollan las fibras aferentes sensitivas, las cuales se activan rápidamente cuando el músculo se estira. Al estirarse el músculo, se deforman las fibras intrafusales, lo cual activa potenciales de acción y forma conexiones excitatorias monosinápticas con las neuronas motoras en el asta ventral de la médula espinal que inervan el mismo músculo que se estiró. Por medio de neuronas del circuito local, se forman conexiones inhibitorias con las

neuronas motoras alfa de los músculos antagonistas. Esto concluye con la contracción rápida del músculo estirado y la relajación simultánea del músculo antagonista (Ver Figura 8) (Purves et al., 2016. P. 416).

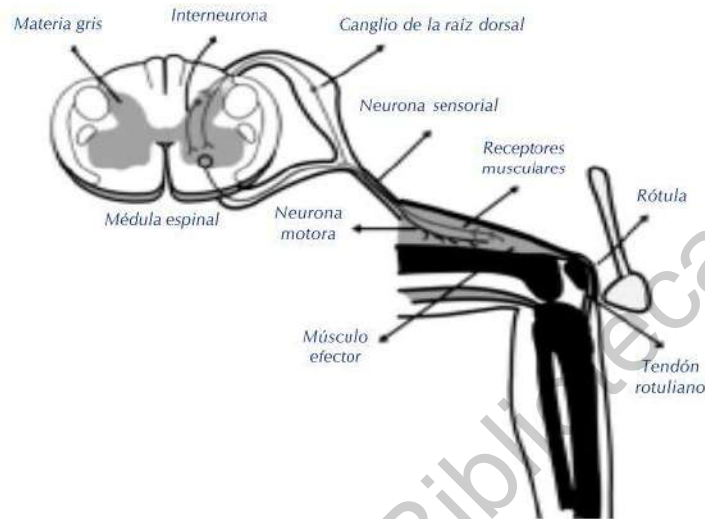


Figura 8. Representación esquemática del arco reflejo de estiramiento (reflejo patelar). Fuente: Bolaños-Jiménez et al., 2011.

VI.5.2 Control del tono muscular

Dado a que los músculos siempre se encuentran bajo un nivel constante de estiramiento, el circuito reflejo antes descrito es el responsable de mantener a los músculos bajo una tensión constante denominada tono muscular (Purves et al., 2016. P. 418). Las neuronas motoras gamma son las encargadas de regular la respuesta de los husos neuromusculares, aumentando su umbral de activación durante la realización de los movimientos voluntarios para no interferir con las señales de las neuronas motoras superiores (Waxman, 2016. P. 46).



VI.5.3 Control de la fuerza muscular

Así como el huso neuromuscular es el principal regulador del tono, el órgano tendinoso de Golgi es el receptor que regula la fuerza muscular. Éste es sensible al aumento de la tensión en la unión músculo-tendinosa, generado por la contracción muscular (al contrario de las fibras la que se activan durante el estiramiento pasivo). Los axones Ib se activan desde el órgano tendinoso de Golgi y hacen contacto con interneuronas inhibitorias del mismo músculo. Esto quiere decir que protege al músculo cuando éste genera una fuerza excesiva por la contracción muscular (mantiene niveles constantes de fuerza muscular) (Purves et al., 2016. P. 420)

VI.6 Conceptos de biomecánica

VI.6.1 Biomecánica estática y dinámica

La biomecánica estática se aplica en la investigación de las fuerzas musculares y articulares implicadas sobre y alrededor de las articulaciones para varias situaciones posturales del cuerpo humano y sus segmentos. El análisis biomecánico de una articulación requiere conocer las características vectoriales de las tensiones musculares, la localización de sus inserciones, el peso de los segmentos corporales y la localización de los centros de gravedad de dichos segmentos (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2015); en una situación estática la suma de estos vectores es cero. La biomecánica dinámica, por su parte, consiste en el estudio de los momentos y fuerzas que actúan sobre un cuerpo en movimiento (un cuerpo en aceleración y desaceleración). En este caso las fuerzas resultantes no se suman hasta cero, lo que produce que el cuerpo se desplace; o los momentos no se suman hasta cero y se produce una rotación del cuerpo



alrededor de un eje perpendicular al plano de fuerzas que producen los momentos (Nordin & Frankel, 2004. P. 181).

VI.6.2 Cinética y cinemática

La cinemática es la rama de la biomecánica que estudia estrictamente el movimiento de un cuerpo, sin hacer referencia a la fuerza o la masa. La cinemática define el rango de movimiento y describe el movimiento de superficie de una articulación en sus tres planos: sagital, antero-posterior (coronal) y horizontal (transversal) (Nordin & Frankel, 2004. P. 181). La cinemática, entonces, describe el movimiento en términos de trayectorias, velocidades y aceleraciones, ya sean lineales, angulares o combinadas (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2015. P. 70).

La cinética estudia el movimiento de un cuerpo bajo la acción de fuerzas y/o momentos dados; es decir que engloba tanto el análisis estático como dinámico de las fuerzas y momentos que actúan sobre una articulación. Los análisis cinéticos permiten determinar la magnitud de los momentos y fuerzas sobre una articulación, producidos por el peso del cuerpo, la acción muscular, la resistencia de los tejidos blandos y los pesos aplicados externamente (Nordin & Frankel, 2004. P. 181). A continuación se esquematizan las principales ramas de la biomecánica (Ver Figura 9).

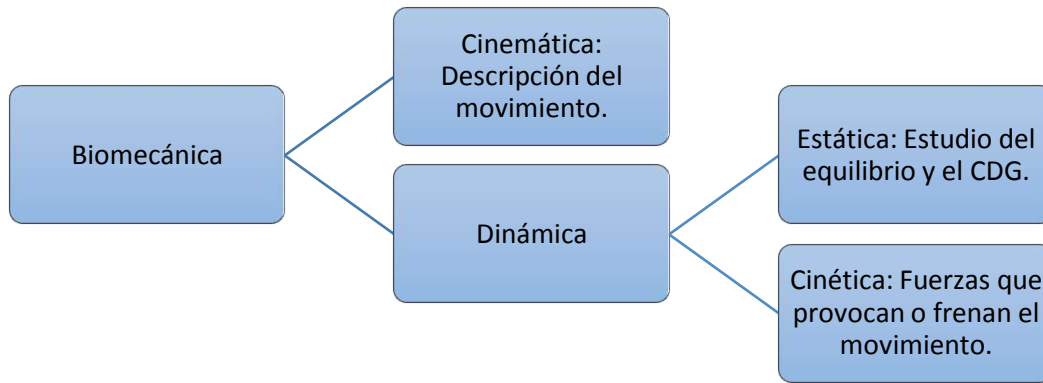


Figura 9. Ramas de la Biomecánica. Fuente: Pérez Soriano & Llana Belloch, 2015. P. 84.

VI.7 Biomecánica de la rodilla

VI.7.1 Anatomía funcional de la rodilla

La rodilla es una estructura compleja compuesta a su vez de dos articulaciones: la tibiofemoral y la femororrotuliana. La articulación tibiofemoral, como su nombre lo indica, se conforma por la epífisis distal del fémur y la epífisis proximal de la tibia. La articulación femororrotuliana se compone de la carilla posterior de la rótula, que es un hueso sesamoideo donde se conjuntan los tendones de los 4 vientres del cuádriceps, y las facetas de los cóndilos femorales (Cailliet, 2006. P. 193; Nordin & Frankel, 2004. P. 181).

El eje del fémur no se encuentra alineado verticalmente con el de la tibia, sino que se intersectan para formar un ángulo obtuso de 175° aproximadamente. El ángulo resultante del trazo vertical del eje de la tibia con el trazo que parte desde la espina ilíaca antero superior hacia el eje longitudinal del fémur, se denomina "Ángulo Q". En las mujeres este ángulo (15°) es mayor que en los hombres (12°). Un aumento de más de 20° se considera anormal y predispone a una subluxación patelar (Ver Figura 10) (Cailliet, 2006. P. 217).

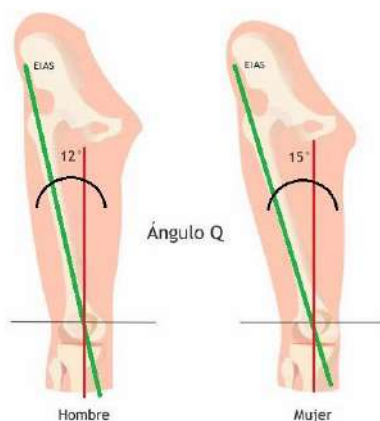


Figura 10. Valores normales del ángulo Q en hombres y mujeres. El ángulo Q es el formado por la línea que va desde la Espina Ilíaca Antero Superior (EIAS) al centro de la rótula (línea verde) y otra que va desde el centro de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia (línea roja). Fuente: “¿Conoces la importancia del ángulo Q de la rodilla?,” 2015.

VI.7.2 Estabilidad de la rodilla

La articulación tibiofemoral es estructuralmente inestable en su función estática, debido a la incongruencia de sus caras, sin embargo posee un eficiente sistema ligamentoso; además de que su simetría es restaurada por los meniscos bilaterales, los cuales ayudan a la distribución equitativa de la carga (Cailliet, 2006. P. 193). Los meniscos son fibrocartílagos con forma semilunar, los cuales culminan en cuernos posteriores y anteriores que se fijan sobre la meseta tibial. Los cuernos anteriores se unen mediante el ligamento transversal, el cual se adhiere a la rótula a través de prolongaciones del paquete adiposo. Los alerones meniscorrotulianos se extienden desde ambos bordes de la rótula hacia las caras laterales de los meniscos. El ligamento meniscofemoral se fija en el cuerno posterior del menisco externo hacia fibras del ligamento cruzado posterior (Kapandji, 2008. Pp. 103-104).



Entre la superficie preespinal de la meseta tibial, la parte posterior del ligamento rotuliano y la parte inferior de la tróclea femoral existe un espacio muerto, el cual es ocupado por un paquete adiposo. Su cara posterior está reforzada por un cordón celulograso que se extiende desde la punta de la rótula al fondo de la escotadura intercondílea, el cual se llama ligamento adiposo o plica infrapatelar. A los lados y en el borde superior de la rótula, el paquete adiposo se prolonga mediante unos rodetes denominados pliegues o plicas alares (Ver Figura 11) (Kapandji, 2008. P. 100).

Los ligamentos colaterales proporcionan estabilidad ante las fuerzas de varo y valgo, mientras que los ligamentos cruzados proporcionan estabilidad ante las fuerzas aplicadas en sentido anterior o posterior. Estas cuatro estructuras junto con la cápsula articular conforman los principales elementos estabilizadores de la rodilla (Ver Figura 12) (Kapandji, 2008. P. 114; Nordin & Frankel, 2004).

El ligamento colateral medial se extiende desde la cara interna del cóndilo medial hasta el extremo superior de la tibia (por detrás de la zona de inserción de los músculos de la pata de ganso). El ligamento colateral lateral se origina en la cara externa del cóndilo lateral y se inserta en la cara anterior de la cabeza del peroné, por debajo de la zona de inserción del bíceps. Ambos ligamentos se tensan durante la extensión y se distienden durante la flexión (Kapandji, 2008. P. 114).

El ligamento cruzado anterior se compone de 3 haces que surgen del cuerno anterior del menisco medial y, como su nombre lo indica, cruza hacia la superficie interna del cóndilo lateral; este ligamento limita el desplazamiento anterior de la tibia. El ligamento cruzado posterior se origina en la parte posterior de la meseta tibial, en los cuernos posteriores del menisco lateral. Su inserción femoral se encuentra en el fondo de la escotadura intercondílea, hacia su lado

medial; este ligamento limita el desplazamiento posterior de la tibia (Kapandji, 2008. P. 120).

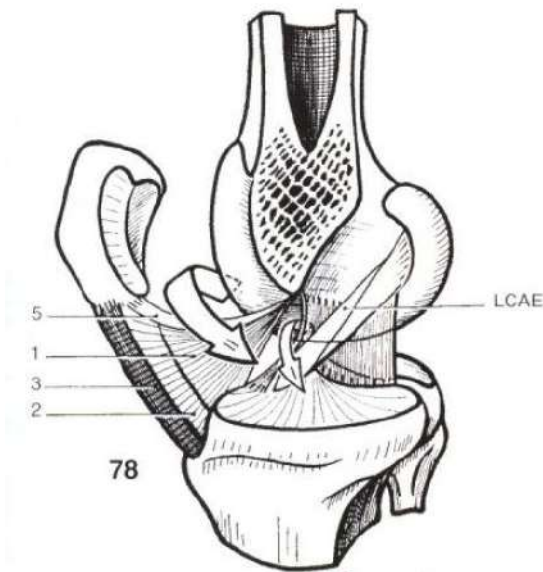


Figura 11

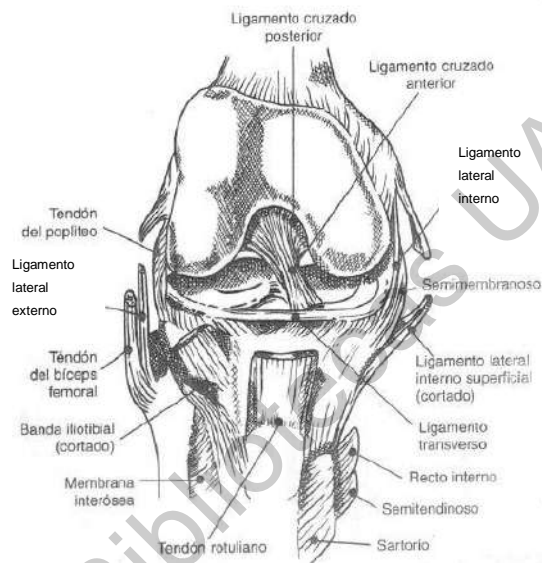


Figura 12

Figura 11. Estructuras estabilizadoras de la rodilla. Paquete adiposo (1), ligamento rotuliano (2), tendón rotuliano (3), y ligamento adiposo o plica infrarrotuliana (5). Fuente: Kapandji, 2008. P. 101.

Figura 12. Principales estructuras blandas que rodean la articulación de la rodilla. Fuente: Modificada de Nordin & Frankel, 2004. P. 182.

VI.7.3 Cinemática de la rodilla

El principal grado de libertad de la rodilla es el de flexo-extensión, su rango de movimiento aproximado es de 140° . El segundo grado de libertad es el de rotación medial y lateral, el cual sólo es posible durante la flexión igual o mayor a 90° de la rodilla (Kapandji, 2008. P. 112). A 90° de flexión, el rango de rotación medial es de 35° y el de rotación externa de 45° . Cuando la rodilla se encuentra flexionada a 30° , una cierta holgadura mecánica permite la lateralización de 1 a 2 cm hacia varo o valgo; sin embargo, en una flexión mayor esta lateralización se

limita por la tensión de las estructuras blandas (Ver Figura 13) (Nordin & Frankel, 2004. P. 182).

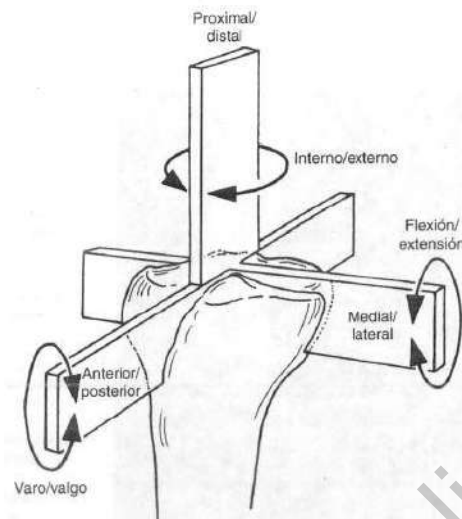


Figura 13. Los seis grados de libertad del movimiento de la rodilla: traslación anterior-posterior, traslación lateral-medial, y traslación proximal-distal; rotación de flexo-extensión, rotación interna-externa, y rotación en varo-valgo. Fuente: Nordin & Frankel, 2004. P. 182.

VI.7.4 Desplazamiento de la rótula sobre el fémur

La tróclea femoral y la escotadura intercondílea forman un canal vertical por el cual se desliza la rótula, durante la flexión de la rodilla la rótula se traslada verticalmente en un trayecto aproximado de 8 cm. Normalmente la rótula sólo se desplaza hacia arriba o hacia abajo, y no de manera horizontal. Durante la extensión total la coaptación de la articulación disminuye, y la fuerza del cuádriceps tiende a traccionar la rótula hacia lateral; no obstante la carilla externa de la tróclea es más prominente que la interna, por lo que se previene la luxación. La torsión externa de la tibia y el genu valgo favorecen la inestabilidad externa de la rótula, por lo que son factores de riesgo de luxación, condromalacia y artrosis femorrotuliana (Cailliet, 2006. P. 217-222; Kapandji, 2008. P. 108).

VI.7.5 Desplazamiento de la rótula sobre la tibia

La rótula realiza dos tipos de movimiento sobre la tibia. En los movimientos de flexoextensión la rótula se desplaza en el plano sagital, en un movimiento de traslación circunferencial de aproximadamente 35° cuyo centro se encuentra en la tuberosidad de la tibia, al mismo tiempo que se desplaza hacia posterior. De esta manera, la rótula es la que moldea tanto la tróclea como el perfil anterior de los cóndilos, mientras que el perfil posterior depende de los ligamentos cruzados (Kapandji, 2008. P. 112).

VI.7.6 Movimientos del fémur y la tibia durante la flexo-extensión

Durante el movimiento normal de extensión a flexión de la rodilla en el plano sagital, el centro instantáneo se mueve posteriormente, produciendo un rodamiento a la par de un deslizamiento de la superficie articular. Este mecanismo previene un rodamiento excesivo y que los cóndilos femorales sobrepasen la meseta tibial. Durante el movimiento de flexión hacia extensión, la tibia realiza un rodamiento específico, que quiere decir una rotación externa sobre su eje longitudinal; por lo tanto, la rodilla no es una articulación troclear simple sino que en la tibia sigue un patrón helicoidal (Ver Figura 14) (Nordin & Frankel, 2004. P. 187).

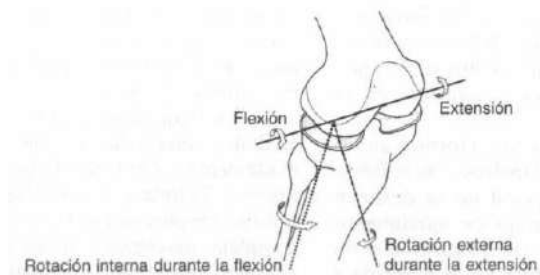


Figura 14. Movimiento rotacional de la tibia durante la flexo-extensión de la rodilla. Fuente: Nordin & Frankel, 2004. P. 188.



VI.8 Valoración clínica de la hipertonia

VI.8.1 Evaluación de las características del movimiento articular

La postura de la que parte la evaluación así como la longitud inicial desde la que se estira el músculo influyen en el incremento del tono muscular y la aparición de éste en durante el movimiento de la articulación (Lin, 2000). Una de las características de la espasticidad es que cede con el estiramiento prolongado, a lo cual se le conoce como signo de la “navaja” (Paul, Karina Gabriela, Guillermo Ibarra Ibarra, & de México, 2016). Cuando la amplitud del estiramiento crece, la contracción refleja se atenúa en el músculo estirado; es por ello que en los últimos grados del rango de movimiento la extremidad disminuye abruptamente de tono, de manera similar a una navaja (Bolaños-Jiménez et al., 2011; Cleland & Rymer, 1993).

Otro rasgo observado es que, mientras la severidad de la espasticidad aumenta, el aumento en el reflejo miotático se desencadena más precozmente en el rango de movimiento. A este aumento súbito se le denomina sacudida o “catch”, y se relaciona a la disminución del umbral reflejo (Levin & Feldman, 1994; Sheean, 2002).

VI.8.2 Examen de reflejos osteotendinosos

La valoración de los reflejos osteotendinosos se realiza con la escala del reflejo miotático del NINDS (“National Institute of Neurological Disorders and Stroke”), que asigna un puntaje del 0 al 4. (0-reflejo ausente, 1-reflejo disminuido, 2-reflejo normal, 3-reflejo aumentado, 4-reflejo exagerado) (Manschot, Van Passel, Buskens, Algra, & Van Gijn, 1998; Paul et al., 2016).



Para realizar la examinación del reflejo rotuliano o patelar, se coloca al paciente en posición de sedestación, sobre el pie de la camilla y con los pies colgando. Se percute directamente sobre el tendón rotuliano, esperando como respuesta la extensión de la rodilla (Llanio & Perdomo, 2003. P. 170). De ser necesario se puede modificar la prueba, con el paciente en decúbito supino, levantando ligeramente los huecos poplíteos con una mano y consiguiendo así una discreta flexión de rodilla, entonces se percute el tendón rotuliano (Ver Figura 15) (Steineman, Karra, & Park, 2016).

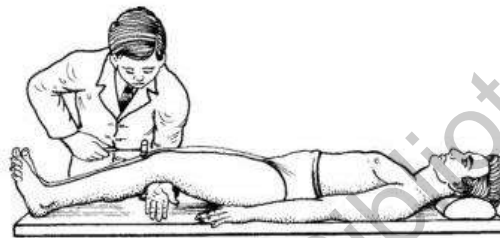


Figura 15. Valoración del reflejo rotuliano con el paciente en decúbito supino. Fuente: Llanio & Perdomo, 2003. P. 170.

VI.8.3 Evaluación de tono muscular: escala de Ashworth y Ashworth modificada

Es la escala que se utiliza como “regla de oro” para la valoración clínica de la hipertonia/espasticidad. Se ha evaluado la validez inter e intra-examinador de la escala modificada de Ashworth (Kappa de 0.66 y 0.69 para miembros superiores, y de 0.48 y 0.48 para miembros inferiores, respectivamente), demostrando una validez test-retest e inter-examinador moderada para la medición del tono y la espasticidad (Li, Wu, & Li, 2014). Se ha encontrado mayor validez de esta escala en lo que respecta a miembros superiores que inferiores (Banaszkiewicz & Kader, 2014). Para utilizar esta escala se requiere la movilización pasiva de la extremidad del paciente, en la totalidad del rango articular posible, y percibiendo la resistencia producida por el estiramiento de un músculo específico. Se califica con un número del 0 al 4. En la actualidad se utiliza principalmente la escala modificada para

valorar la espasticidad (Ver **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, Tabla 10) (Cano de la Cuerda, Muñoz-Hellín, Gómez-Soriano, Taylor, & Ortiz Gutiérrez, 2012).

VI.8.4 Evaluación de signos patológicos

VI.8.4.1 Reflejo de Babinski

Se evoca mediante una excitación con la yema del dedo o algún instrumento a lo largo de la planta del pie, con ligera presión. En sujetos sanos provoca una flexión plantar de los dedos, lo que se conoce como reflejo cutáneo plantar. En el caso de una lesión de la vía piramidal, se produce la extensión del hallux y la apertura en abanico de los demás dedos. Este fenómeno constituye el signo de Babinski; este reflejo es normal en los primeros años de la vida (1 y 2 años) cuando la vía piramidal aún no se ha mielinizado; no obstante, su presencia es siempre patológica después de esta edad (Ver Figura 16) (Llanio & Perdomo, 2003. P. 172).

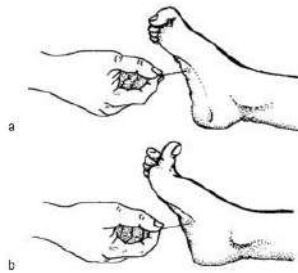


Figura 16. Reflejo cutáneo plantar. A. Normal. B. Signo de Babinski. Fuente: Llanio & Perdomo, 2003. P. 172.

VI.8.4.2 Clonus



Se define como una serie de contracciones reiterativas y rítmicas que se desencadenan después de un estímulo (la tensión de un tendón durante la contracción muscular), a una frecuencia característica de 4 a 8 Hz; se asocia a la lesión de la vía piramidal. Su exploración en el miembro inferior consiste en mantener forzada la flexión de rodilla; siendo positivo el signo cuando se desencadenan dichas contracciones (Ojeda López, Rodríguez Weber, & Amaya Sánchez, 2009).

VI.9 Técnicas biomecánicas para la evaluación de trastornos motores

Las evaluaciones biomecánicas están diseñadas sobre la aplicación de un movimiento o una fuerza a una articulación, para posteriormente registrar los momentos, fuerzas y desplazamientos que en ocasiones se pueden correlacionar con la actividad refleja del músculo mediante una electromiografía (Syczewska, Lebedowska, & Pandyan, 2009). Algunos factores que pueden afectar este tipo de mediciones son, al igual que ocurriría con el examen clínico, la temperatura del ambiente, el nivel de ansiedad o estrés del paciente, la hora del día, el nivel de dolor, la posición física, la complejidad del cuerpo, la realización de estiramiento previo, etc. (Sheean G & Mcguire J, 2009).

Varios estudios respaldan el uso de tecnologías monitorizadas por computadora por sobre las evaluaciones manuales instrumentadas para la medición de las alteraciones de tono en pacientes con parálisis cerebral (Sloot et. al., 2016). Algunos investigadores han optado por utilizar modelos físico-matemáticos basados en la inercia y monitorizados por computadora para medir la espasticidad en niños con parálisis cerebral (Choi et. al, 2018).

Las tecnologías más modernas permiten el uso de 'mo-cap' (o captura de movimiento) en conjunción con la electromiografía para registrar modelos



tridimensionales de movimiento. Dichos estudios pueden auxiliar en el análisis de movimiento de una o varias articulaciones de manera simultánea en más de un plano (Karakostas, Watters, & King, 2018; Oha et. al., 2017), proponiendo una alternativa más cuantificable que la valoración clínica (Cha & Arami, 2020). Los análisis de captura de movimiento se han vuelto más frecuentes para el estudio de funciones motoras en pacientes con lesiones neuronales (Haberfehlner et. al., 2020). A su vez, estos sistemas pueden ser útiles no sólo para el diagnóstico sino para la valorar la efectividad de tratamientos fisioterapéuticos (Jie Tan, Saito, & Mitobe, 2018).

Otra ventaja que proporcionan los sistemas de mo-cap radica en que la aplicación de los marcadores no impide el movimiento libre del cuerpo (a menos que se utilice junto a algún otro dispositivo como un electrocardiograma o un EMG alámbrico). Es por ello que resulta muy útil en investigaciones que busquen evaluar dinámicamente actividades como la marcha, y los marcadores no necesitan contacto directo con la piel por lo que pueden incluso colocarse sobre órtesis (Skublewska et. al, 2018). Su uso se ha extendido hacia su aplicación en videojuegos con fines terapéuticos (Callejas-Cuervo, Díaz & Ruíz-Olaya, 2015).

VI.9.1 Electromiografía (EMG)

Los estudios de electromiografía sirven para determinar cambios en la actividad fásica y tónica de los músculos. Estudian la fuerza muscular y el umbral (ángulo en el que la fuerza o el registro del EMG aumenta durante el movimiento articular a velocidad constante) (Lynn Bar-On et al., 2015). Se ha demostrado que la magnitud de la reducción del ángulo umbral es inversamente proporcional a la gravedad clínica de la hipertonía (Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. P. 32). En pacientes con espasticidad se ha observado un aumento de la actividad mioeléctrica inducida por el estiramiento muscular (Cavorzin, 2013).



Las técnicas utilizadas para obtener una electromiografía en pacientes espásticos se basan en la medición de las respuestas al estiramiento muscular. Los métodos difieren en la forma en que se estira el músculo y cómo se miden dichas respuestas. La dificultad para obtener un EMG de calidad en este tipo de pacientes radica en el movimiento pasivo brusco, a una velocidad considerable, necesario para desencadenar el reflejo miotático. Por ser una prueba donde el movimiento debe ser imprevisto para el paciente, la repetición de la misma no garantiza un resultado certero (Knutsson, 2012).

Una estimación cuantitativa de la restricción provocada por la espasticidad debe basarse en la determinación de distintas fuerzas involucradas en el movimiento pasivo. Estas fuerzas son: la tensión contráctil en los músculos activados exageradamente por el reflejo de estiramiento, la fuerza de gravedad, y la restricción ocasionada por la contractura muscular. Además puede haber fuerzas adicionales atribuidas a la activación de músculos antagonistas. Para determinar la respuesta al estiramiento y así valorar la espasticidad es importante separar al máximo estas fuerzas. Debido a que muchas veces resulta imposible separarlas con precisión, el EMG se utiliza como una herramienta complementaria que deriva señales provenientes de los músculos estirados en el movimiento (Knutsson, 2012).

La naturaleza del EMG no permite que por sí sólo proporcione una evaluación cuantitativa de la espasticidad. Por ejemplo, dos señales realizadas en un mismo paciente espástico pueden mostrar muy diferente actividad en el cuádriceps aunque la resistencia al movimiento pasivo de la flexión de rodilla sea la misma. Sin embargo, el EMG mostrará actividad muscular cuando esté presente, por lo cual es importante al momento de definir cómo son derivadas las



fuerzas (L. Bar-On et al., 2013). Otro ejemplo es una prueba donde se registró resistencia a un movimiento pasivo de la rodilla aunque no hubiera una actividad EMG correspondiente. Se puede asumir que la restricción se debe a una contractura; esta afirmación se sustenta en el hecho de que la resistencia no cambió con la velocidad del movimiento, como sería típico de un reflejo de estiramiento (Knutsson, 2012).

VI.9.2 Test de péndulo (test de Wartenberg)

Este test fue diseñado por Wartenberg en 1951 (Wartenberg, 1951). El test se ha usado en múltiples investigaciones para evaluar alteraciones de tono muscular de diferentes etiologías que abarcan desde parálisis cerebral, EVC (Hung-Yeh et. al., 2016), lesión medular (Kristinsdottir, et. al., 2020; Popovic-Maneski et. al., 2018), Síndrome de Down (Ferreira, Liang & Wua, 2020) e incluso se ha implementado en pacientes con Parkinson (Huang, Ju, & Lin, 2016). Por su practicidad este test se ha utilizado para medir la efectividad de métodos terapéuticos como la electroestimulación transcutánea de la médula espinal (Vargas-Luna et. al., 2016), y se ha usado en conjunción con varios sistemas de medición del movimiento incluyendo electrogoniómetros, sensores inerciales, sistemas de captura de movimiento 3D y controles Wii (Yeh et. al., 2016), entre otros.

La realización del test de péndulo es sencilla y requiere de mínima cooperación por parte del paciente, por lo que es posible llevarla a cabo en pacientes de diferentes edades y con diferentes grados de discapacidad. El paciente se coloca en decúbito supino o en sedestación, con los muslos descansando sobre la camilla y el resto de la extremidad por debajo de la rodilla fuera de la camilla. Se deja caer el miembro inferior desde la posición extendida, sin prevenir al paciente. Cuando el miembro inferior cae, lo hace de manera similar

a un péndulo (Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. P. 33). En una persona sana se observa una fase de flexión rápida de rodilla y después de un primer ángulo de inversión, una amortiguación armoniosa (un movimiento pendular, pseudosinusoidal), hasta una posición de relajación en la que el movimiento de la pierna se detiene (Cavorzin, 2013). En pacientes sanos es normal encontrar un número de oscilaciones entre 6 y 7, así como un radio de amplitudes mayor a 5 (Bajd & Vodovnik, 1984).

En los pacientes con espasticidad, por otra parte, se ha encontrado un radio de amplitud aproximado de 2.6 (Bajd & Vodovnik, 1984). El primer ángulo de inversión se produce más temprano en el recorrido articular de la rodilla, la amortiguación siguiente se atenúa, la posición de relajación se obtiene más precozmente en el recorrido articular y, en ocasiones, con una posición menos flexionada que en la persona sana (Ver Figura 17) (Cavorzin, 2013; White, Uhl, Augsburg, & Tylkowski, 2007).

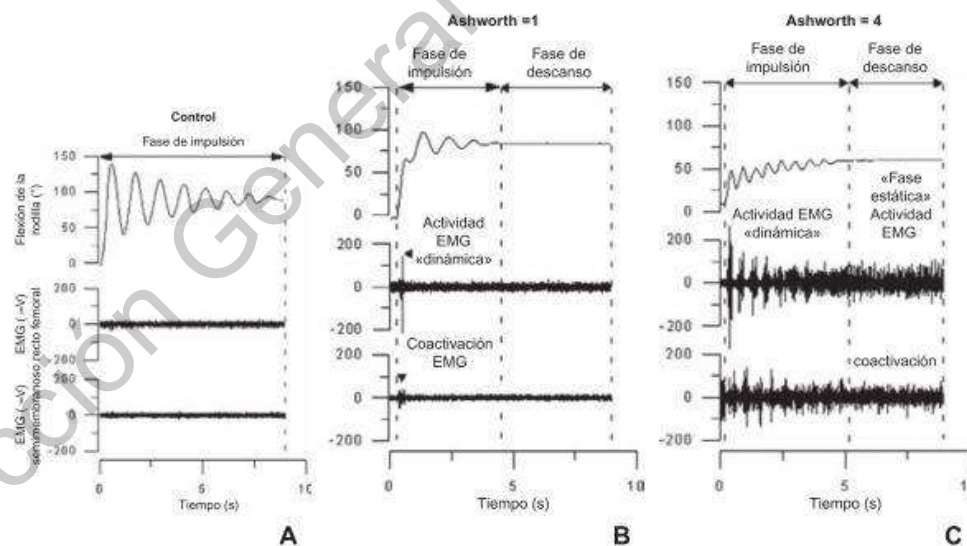


Figura 17. Trazados de la prueba del péndulo y actividad muscular de cuádriceps e isquiotibiales en el EMG. A) Control. B) Paciente con espasticidad leve (Ashworth = 1). C) Paciente con espasticidad severa (Ashworth = 4). Fuente: Cavorzin, 2013.



De Groote et. al. así mismo identifica tres factores clave que se ven afectados en el test de péndulo de pacientes con parálisis cerebral: disminución de la primera excursión angular, menor número de oscilaciones y un ángulo de reposo no vertical (De Groote et. al., 2018).

Estudios recientes también han sustentado la noción de que un miembro inferior espástico que es movilizado pasivamente en flexo-extensión antes de realizada la prueba (para contrarrestar la rigidez propia de la inmovilización) obtiene una excursión angular mayor en un mismo paciente (Jente et. al., 2020).

VI.9.3 Variables principales del test de péndulo

Un meta análisis de los métodos de implementación y mediciones del test de péndulo realizado entre los años de 1950 y 2019 recoge los principales parámetros del test de péndulo y medidas estandarizadas para desarrollar la prueba, de entre las cuales las más consistentes son las presentadas a continuación (Rahimi et. al., 2020).

VI.9.3.1 Índice de relajación

El IR - o R2 (Bajd & Vodovnik, 1984; White et al., 2007) - se define como el cociente entre el valor de excursión angular máxima, correspondiente al primer balanceo - A2 (Schiaffino, Spaich, Rufiner, Escobar, & Tabernig, 2002); ó A1 según otras bibliografías (Bajd & Vodovnik, 1984; White et al., 2007) - y la diferencia entre los ángulos de comienzo y fin – A1 (Schiaffino et al., 2002); ó A0 (Bajd & Vodovnik, 1984; Szopa, Domagalska-Szopa, Kidoń, & Syczewska, 2014; White et al., 2007) (Ver Figura 18 y Figura 19).

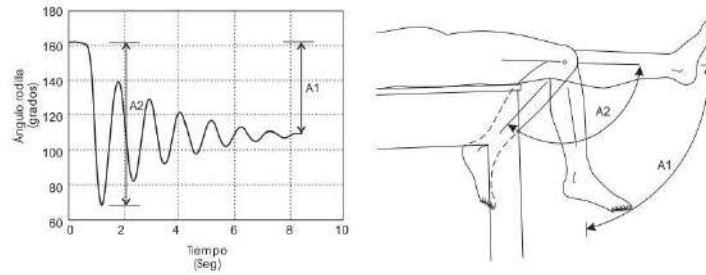


Figura 18. Curva de desplazamiento característica obtenida al realizar la prueba del péndulo. Se indican los ángulos que se emplean para calcular el IR. Fuente: Schiaffino et al., 2002.

$$IR = \frac{\phi_0 - \phi_1}{\phi_0 - \phi_f} = \frac{A_2}{A_1}$$

Figura 19. Ecuación para obtener el IR. ϕ_0 es el ángulo de comienzo, ϕ_1 el valor angular igual al primer mínimo del goniograma y ϕ_f el ángulo final. Fuente: Schiaffino et al., 2002.

El IR cuantifica el *grado en que los músculos extensores de la rodilla frenan el movimiento de la articulación*: cuanto mayor sea este efecto menor será el IR. En los sujetos sanos la amplitud del IR es aproximadamente 1.6; mientras que en los pacientes espásticos generalmente *se obtienen valores menores debido al reflejo de estiramiento exagerado*. Bajd et al. propusieron un índice de relajación normalizado (IRN) que se obtiene dividiendo el IR por una constante M (M=1.6). Un IRN mayor que 1 significa que el miembro no es espástico, mientras que un IRN menor que 1 indica la presencia de espasticidad (Bajd & Vodovnik, 1984).

A continuación se ilustran las principales variables obtenidas a partir de la prueba del péndulo en un plano sagital (Ver Figura 20):

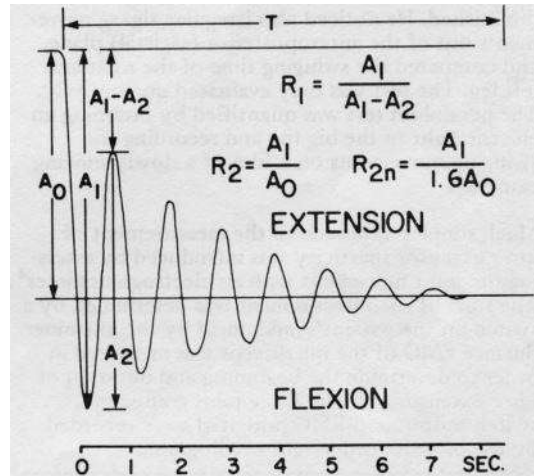


Figura 20. Modelo matemático del test de péndulo propuesto por Bajd y Vodovnik, donde T corresponde a la duración total de oscilaciones, A_0 al ángulo de inicio, A_1 al primer balanceo, A_2 a la diferencia de grados entre el ángulo de flexión máxima y el primer mínimo del ángulo de flexión, R_1 al radio de amplitud, R_2 al índice de relajación, y R_{2n} al índice normalizado. Fuente: Bajd & Vodovnik, 1984.

VI.9.3.2 Área bajo la curva angular

La formulación del área bajo una curva es el primer paso para desarrollar el concepto de integral. El área bajo la curva formada por el trazo de la función $f(x)$ y el eje x se puede obtener, aproximadamente, dibujando rectángulos de anchura finita y altura f igual al valor de la función en el centro del intervalo (Ver Figura 21) (Olmo & Nave, 2005).

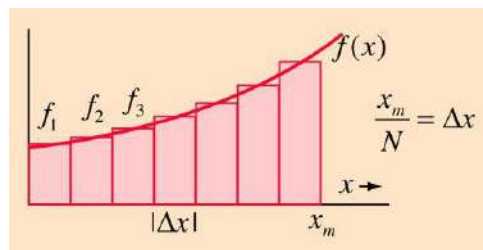


Figura 21. Formulación simple del área bajo la curva. Fuente: Olmo & Nave, 2005.

La aproximación al valor del área bajo una curva puede mejorarse tomando rectángulos de aproximación más estrechos. La idea de la integral es incrementar el número de rectángulos N hacia el infinito, tomando el límite cuando el ancho del rectángulo tiende a cero. La integral sirve para calcular áreas bajo la curva cuando la función es muy irregular (como en el caso de las ondas sinusoidales) (Olmo & Nave, 2005).

Dentro del análisis biomecánico de la prueba del péndulo, el área bajo la curva angular se define como una integral que corresponde al área debajo de la curva cinemática, a partir de una suma de los grados de movimiento de la rodilla por unidad de tiempo (Ver Figura 22) (Cavorzin, 2013; Popović & Bajd, 2018; White et al., 2007).

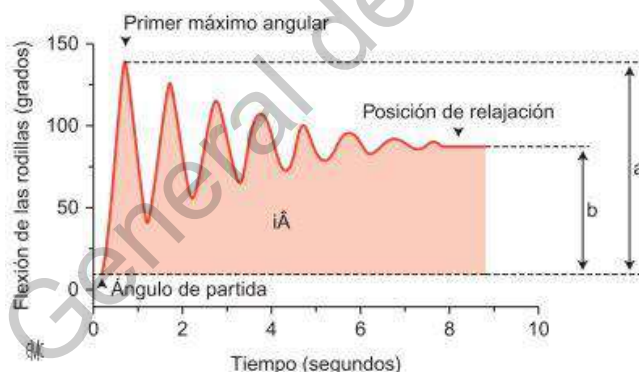


Figura 22. Representación del área bajo la curva angular ($i\hat{A}$) de la flexión de rodilla durante la prueba del péndulo. Fuente: Cavorzin, 2013.

Cavorzin et. al. analizaron a validez de dos indicadores (IR y área bajo la curva angular [$i\hat{A}$]), comparándolos con los valores del coeficiente reflejo (iRf/J), el cual fue usado como un estimador válido de la espasticidad muscular en simulaciones digitales (Le Cavorzin et al., 2002). Dicha variable consiste en la fuerza con la que se lleva a cabo el movimiento del segmento tibial, considerando la resistencia opuesta generada por la activación del reflejo miotático. Los

hallazgos revelaron que sólo el área bajo la curva angular presentó una variación lineal con el coeficiente reflejo (Ver Figura 23); esto quiere decir que a un mayor coeficiente reflejo, el área bajo la curva disminuye, tal como ocurriría en un caso de espasticidad debido a que la resistencia de los músculos reduce la amplitud de las ondas sinusoidales y con ello el área total (Ver Figura 24) (Cavorzin, 2013; Popović & Bajd, 2018).

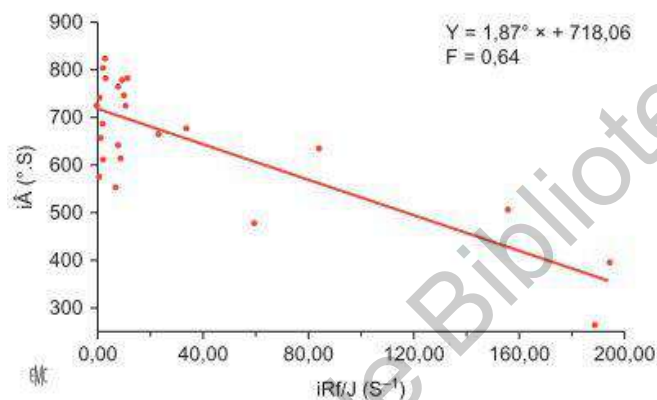


Figura 23. Correlación entre la integral del coeficiente reflejo (iRf/J) y el área bajo la curva angular ($iÁ$) durante la prueba de péndulo. A medida que el coeficiente aumenta, el área bajo la curva disminuye. Fuente: Cavorzin, 2013.

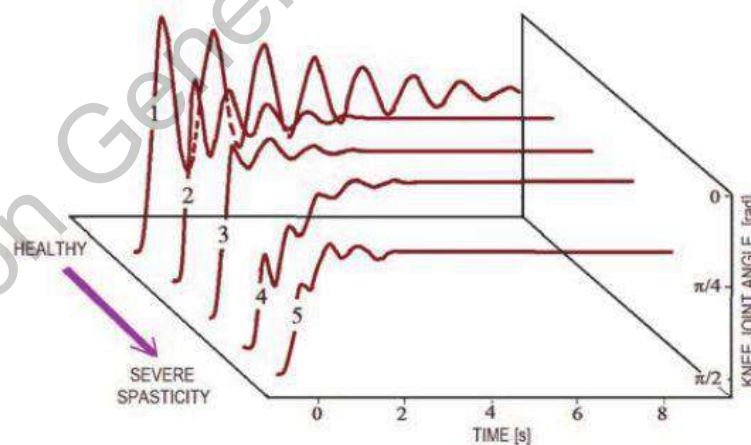


Figura 24. Comparación de la curva angular de pacientes con diferentes grados de espasticidad. En el paciente con espasticidad grave, el área bajo la curva disminuye porque tanto el número como la amplitud de las oscilaciones se reduce. Fuente: Popović & Bajd, 2018.

VI.9.3.3 Velocidad angular máxima

La velocidad angular máxima (V_{\max}), según Syczewska et. al., podría ser la variable más estable para medir el nivel de espasticidad a partir de la prueba del péndulo, ya que en su estudio mostró una consistencia del 64 al 79% (Ver Figura 25) (Syczewska et al., 2009). Se ha encontrado que la V_{\max} de la flexión de rodilla suele ser menor en situaciones de espasticidad (2028°/s en promedio) que en pacientes sanos (2938°/s) (White et al., 2007).

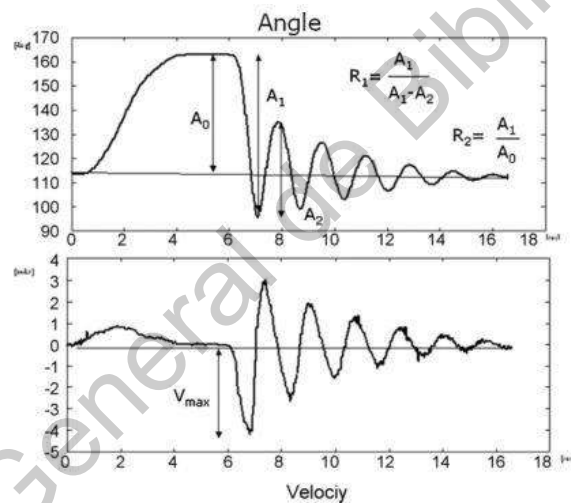


Figura 25. Ejemplo de resultados de un test de péndulo, comparando los ángulos con las velocidades.
Fuente: Syczewska et al., 2009.



VII. METODOLOGÍA

VII.1 Tipo y diseño metodológico

Se trata de un estudio de carácter analítico; se eligió un diseño transversal, unilateral y de comparación de dos grupos. La finalidad fue comparar las diferencias de medias entre las variables obtenidas en la población diana contra las del grupo control.

Se eligió este diseño debido a que de esta manera se pudo garantizar la comparabilidad de las variables cuantitativas en ambas poblaciones; además de que se pudieron hacer correlaciones entre las diferencias de las variables y la severidad de la alteración en los sujetos diana.

VII.2 Universo y muestra

Universo: 10 pacientes pediátricos con factores de riesgo neurológico pre-, peri- o post-natales, que contaban con diagnóstico de secuelas de daño neurológico y presentaban alteraciones del tono muscular.

Muestra: 7 pacientes pediátricos con factores de riesgo neurológico pre-, peri- o post-natales, que contaban con diagnóstico de secuelas de daño neurológico y presentaban alteraciones del tono muscular.

El muestreo fue no probabilístico y por conveniencia en donde se incluyó a los pacientes que cumplieron con todos los criterios. Se calculó el tamaño de muestra a partir de la fórmula para la comparación de dos medias:



$$N = \frac{2(Z\alpha + Z\beta)^2 * S^2}{d^2}$$

Donde se consideró un intervalo de confianza de 90% ($Z\alpha=1.64$) y un poder estadístico del 80% ($Z\beta = 1.282$). Se aceptó una diferencia de 10% con respecto a las medias de ambos grupos (0.1), y se consideró la desviación estándar de la variable “velocidad angular máxima” ($S= 35.93$), la cual fue determinada en un estudio similar como la variable más estadísticamente significativa (White et al., 2007). Se estableció un tamaño de muestra de 21 individuos para cada grupo, el cual se recalculó para adaptarse a la población existente (10):

$$N = \frac{n}{1 + \left(\frac{n}{10}\right)} = 6.77$$

Se estableció un tamaño de muestra de 7 individuos para cada uno de los grupos.

1. Criterios de inclusión:

Grupo diana:

- Pacientes pediátricos de 5 a 12 años de ambos sexos.
- Presentaron uno o varios signos de alteración de tono muscular.
- Contaron con una carta de consentimiento por parte de uno de los padres/tutores (Ver Anexo 3).

Grupo control:

- Pacientes pediátricos de 5 a 12 años de ambos sexos.



- No presentaron historia de daño neurológico.
- Contaron con una carta de consentimiento por parte de uno de los padres/tutores (Ver Anexo 3).

2. Criterios de exclusión:

Grupo diana:

- Los signos de alteración de tono muscular se atribuyeron a algún otro padecimiento que no se asocia a una lesión de vía motora por factores de riesgo en el neurodesarrollo.
- Presentaron alguna condición hereditaria o malformación congénita.

Grupo control:

- Presentaron alguna condición hereditaria o malformación congénita.
- Presentaron alguna condición ortopédica en miembros inferiores que pudiera afectar el rango de movilidad de la rodilla.

3. Criterios de eliminación:

Grupo diana:

- Por alguna razón no se pudo concretar la realización del test.
- La información del paciente no estaba completa.

Grupo control:

- Por alguna razón no se pudo concretar la realización del test.
- La información del paciente no estaba completa.

VII.3 Material y métodos

1. Se otorgó una sesión informativa el mismo día de la cita antes de realizar el análisis, donde se le explicó al padre o tutor el motivo y relevancia del



estudio, el procedimiento a realizar, así como los resultados esperados, aclarando a su vez posibles dudas. Una vez concluida la sesión informativa, se proporcionó un consentimiento informado, el cual fue firmado por el padre o tutor (Ver Anexo 3).

2. Durante la misma semana de la sesión, se agendó una cita con el médico rehabilitador de la Unidad de Investigación en Neurodesarrollo para que se evaluara el tono muscular de las extremidades inferiores mediante la escala de Ashworth Modificada (Ver Anexo 2).

3. Sesión de captura de movimiento:

El equipo que se ocupó para obtener las variables cinemáticas y espacio-temporales consiste en un sistema optoelectrónico de *motion-capture* (o captura de movimiento) de la marca Smart-DX de BTS Bioengineering. El laboratorio donde se llevaron a cabo las pruebas contiene 11 cámaras de captura modelo Smart DX 7000, dispuestas alrededor del cubículo donde se realizaron las pruebas, y 2 cámaras de video convencionales en los ejes X y Y (Ver Figura 26).

Se inició el proceso abriendo una carpeta nueva en el software Smart Capture V. 1.10.469.0 donde se registraron tanto el nombre completo del participante como la fecha de la evaluación.



Figura 26. Laboratorio de Biomecánica. Fuente: Propia.

4. Colocación de los marcadores:

La colocación de los marcadores tuvo una duración de 5 a 10 minutos aproximadamente. Se le pidió a los padres o tutores, o al mismo paciente, que se retiraran las prendas a excepción de una licra o short, además de un top en el caso de las mujeres. Se determinó de forma aleatoria la extremidad que se valoraría primero, y en ésta se colocaron marcadores reflectantes siguiendo un modelo biomecánico. Para adherir los marcadores se utilizó cinta doble-venta, en los puntos de referencia anatómicos propios del modelo biomecánico de Davis (para miembro inferior) (Ver Figura 27).

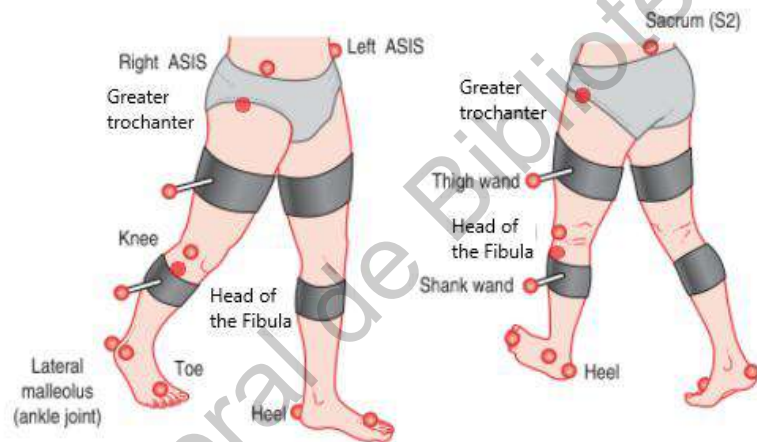


Figura 27. Puntos de referencia anatómicos para la colocación de los marcadores según el modelo de Davis. Sacro, EIAS, trocánter mayor, cara lateral intermedia del muslo, cóndilo lateral del fémur, cabeza del peroné, cara lateral intermedia de la tibia, maléolo lateral del tobillo, cara posterior del calcáneo, cabeza del quinto metatarsiano. Fuente: Stief, Böhm, Michel, Schwirtz, & Döderlein, 2013.

5. Realización del test de péndulo:

La realización del test tuvo una duración aproximada de entre 10 y 15 minutos. La primera captura denominada “Standing” consistió en una toma de 10 segundos del paciente en decúbito supino, manteniéndose estáticamente en dicha posición. Posteriormente el paciente fue acomodado en posición de decúbito supino de manera que las porciones distales de las extremidades inferiores

colgaban y el hueso poplíteo se encontraba a 3 cm de separación del borde de la camilla. El miembro inferior a valorar fue posicionado por el evaluador extendiéndolo paralelamente a la camilla a 0° o al máximo rango de extensión posible. Una vez que el paciente se encontraba relajado la pierna se dejó caer sin aviso previo. La prueba concluyó 10 segundos después de que el movimiento pendular terminó y la extremidad se encontraba totalmente relajada, con la rodilla en flexión y la tibia en situación lo más perpendicular posible al suelo. La prueba se realizó 3 veces por extremidad con intervalos de 60 segundos entre cada intento. La metodología para realizar la prueba fue basada en cuatro estudios previos (Ver Figura 28) (Bui et al., 2017; Kim, 2013; Lotfian et al., 2016; White et al., 2007).



Figura 28. Posicionamiento del paciente para la realización del test. Fuente: Propia.

6. Toma de medidas antropométricas:

La última fase tuvo una duración de 5 a 10 minutos. Después de la realización de la prueba se retiraron los marcadores. Se tomaron las siguientes medidas antropométricas: Peso, talla, longitud de la pierna derecha e izquierda, profundidad de cadera derecha e izquierda, ancho de cadera, ancho de rodilla derecha e izquierda, y ancho de tobillo derecho e izquierdo.

7. Proceso de “tracking” o rastreo:

El proceso de *tracking* o rastreo consiste en la unión de los puntos capturados a lo largo de la captura con el fin de formar polígonos, a partir de los cuales se podrán obtener centros de masa para cada segmento corporal que se pretende analizar. Este proceso se llevó a cabo en el software Smart Tracker V. 1.10.469.0 (Ver Figura 29).

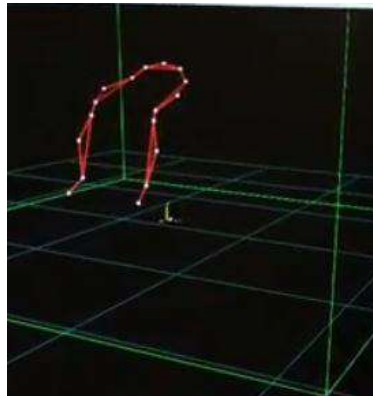


Figura 29. Tracking o rastreo de los puntos. Fuente: Propia.

8. Marcación de eventos:

Posteriormente se delimitaron los eventos de la prueba desde la posición de inicio hasta la posición final (Ver Figura 30).

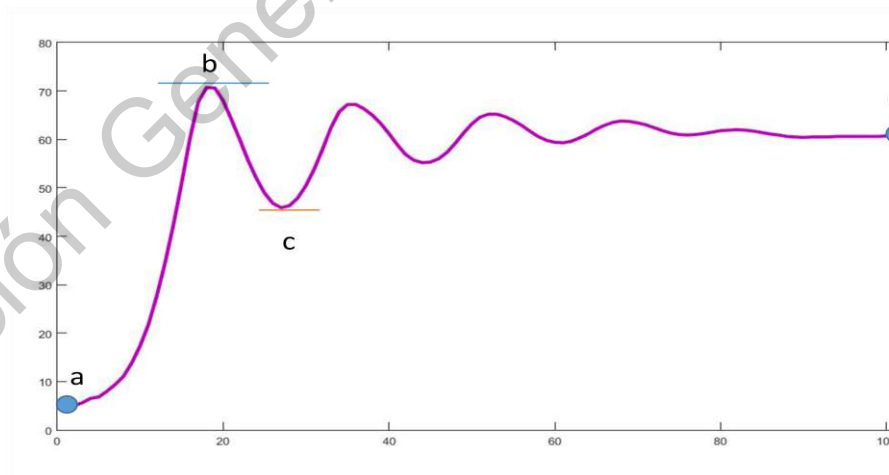


Figura 30. Eventos para el análisis de la prueba. Se consideran 4 eventos principales: Inicio (a), Pico máximo (b) y Pico mínimo (c) y Fin (d). Fuente: Propia.



VII.4 Instrumentos

- Escala de Ashworth Modificada para medir la severidad de la hipertonía en las extremidades inferiores en el grupo diana (Ver Anexo 2).

VII.5 Prueba piloto

Se realizó prueba piloto en el Laboratorio de Biomecánica de la Unidad de Investigación en Neurodesarrollo del Instituto de Neurobiología de la UNAM Campus Juriquilla en el periodo de agosto-septiembre de 2018. Se tomó una n de 2 pacientes por cada grupo con edades promedio de 8.55 ± 2.324 años. En el primer grupo se tomaron dos pacientes pediátricos con lesión neurológica asociada a factores de riesgo en el neurodesarrollo, mientras que en el grupo control se tomaron dos pacientes sanos sin historia previa de lesión neurológica. Los dos pacientes con lesión neurológica que participaron en la prueba piloto fueron diagnosticados por el médico rehabilitador de la Unidad de Investigación en Neurodesarrollo, mientras que los dos pacientes controles fueron pacientes externos a la Unidad.

De las variables estudiadas, el tiempo de la fase 1- TFase1 ($p=0.05$, $t=2.085$), el tiempo total de las oscilaciones- T ($p=0.01$, $U=2$) y la velocidad máxima- VMáx ($p=0.05$, $U=6$) mostraron diferencias significativas entre grupos. Los resultados de la prueba piloto sugirieron que al menos tres variables de la prueba del péndulo mostraban diferencias estadísticamente significativas entre los pacientes con alteración de tono asociada a lesión neurológica, y el grupo control.



VII.6 Variables o categorías de estudio

Variable	Tipo de Variable	Definición Conceptual	Definición operacional	Escala de Medición	Indicador
Sexo	Cualitativa	Condición orgánica necesaria para la reproducción de algunos seres vivos, clasificándolos en femenino y masculino.	Se realizará un apartado de dos opciones en la cual el padre o tutor elegirá el sexo del niño.	Nominal	1 – Mujer 2 - Hombre
Edad	Cuantitativa	Tiempo que ha vivido una persona.	Se realizará un apartado de edad en el cual el padre o tutor responderá de manera abierta.	Intervalo	Años y meses
Tono muscular		Tensión constante de los músculos esqueléticos, mantenida por el circuito reflejo de estiramiento y mediada por los husos neuromusculares.	Se obtendrá en el examen neurológico realizado por el médico rehabilitador, mediante la escala modificada de Ashworth.	Ordinal	0 – Sin aumento del tono 1-Discreto aumento del tono, que provoca un “enganche” durante el movimiento pasivo o una resistencia mínima al final de movimiento. 1+-Discreto aumento del tono, que se



					<p>manifiesta por un “enganche”, seguido de una resistencia mínima durante el resto del movimiento (menos de la mitad de la amplitud articular).</p> <p>2- Mayor aumento del tono, pero con el miembro fácilmente movilizable.</p> <p>3-El tono aumenta de forma considerable y el movimiento pasivo es difícil.</p> <p>4-Miembro rígido en flexión y extensión.</p>
Miembro pélvico evaluado	Cualitativa	Cada una de las extremidades inferiores del cuerpo, que se dividen en izquierda y derecha en el plano sagital.	Se registrará qué miembro pélvico es el que se estará evaluando en cada prueba. Se evaluarán ambas extremidades en cada paciente.	Nominal	<p>S – Izquierdo</p> <p>D – Derecho</p>
Peso	Cuantitativa	Indica la cantidad de materia de un cuerpo.	Se obtendrá con una báscula.	Razón	Gramos



Talla	Cuantitativa	Medición que parte del ápex de la cabeza a la planta del pie.	Se obtendrá la talla del paciente mediante el uso de una cinta métrica.	Razón	Centímetros
Profundidad de cadera	Cuantitativa	Distancia entre la espina ilíaca anterosuperior y el trocánter mayor del fémur.	Se medirá con vernier.	Razón	Centímetros
Ancho de cadera	Cuantitativa	Distancia entre ambas espinas ilíacas anterosuperiores.	Se medirá con vernier.	Razón	Centímetros
Ancho de rodilla	Cuantitativa	Distancia entre ambos cóndilos femorales.	Se medirá con vernier.	Razón	Centímetros
Ancho de tobillo	Cuantitativa	Distancia entre el maléolo tibial y el maléolo peroneo.	Se medirá con vernier.	Razón	Centímetros
Número de oscilaciones (NOsc)	Cuantitativa	Cantidad de oscilaciones que aparecen desde el inicio de la maniobra hasta que el miembro se encuentre perpendicular al suelo (en reposo total).	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el software Smart Capture y Smart Analyzer.	Intervalo	Número entero
Tiempo total de oscilaciones (T)	Cuantitativa	Tiempo que parte desde el inicio de la flexión de rodilla hasta que el miembro se	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el	Razón	Segundos



		encuentre en reposo.	software Smart Capture y Smart Analyzer.		
Radio de Amplitud (R1)	Cuantitativa	Radio correspondiente a la primera excursión angular máxima. Corresponde a la siguiente fórmula: $R1 = A1 / (A1 - A2)$.	Se realizará la operación descrita para obtener el valor de R1 y se registrará el resultado.	Razón	Rango angular
Índice de Relajación (R2)	Cuantitativa	Razón entre la magnitud de la primera caída (A1), y la magnitud del ángulo inicial (A0).	Se realizará la operación descrita para obtener el valor de R2 y se registrará el resultado.	Razón	Índice
Índice de Relajación normalizado (R2n)	Cualitativa	Razón entre la magnitud de la primera caída (A1), y la magnitud del ángulo inicial (A0), multiplicado por 1.6.	Se realizará la operación descrita para obtener el valor de R2n y se registrará el resultado.	Ordinal	0.01 o > – Normal <0.01 - Anormal
Velocidad angular máxima (V°máx)	Cuantitativa	Velocidad (distancia sobre unidad de tiempo) máxima de la flexión de rodilla (trayectoria angular).	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el software Smart Capture y Smart Analyzer.	Razón	Metros/segundo



Tiempo de la Fase 1 (TFase1)	Cuantitativa	Tiempo desde el inicio de la prueba hasta llegar a la primera excursión angular máxima (A1).	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el software Smart Capture y Smart Analyzer.	Razón	Segundos (s)
Tiempo de la fase 2 (TFase2)		Tiempo desde que se alcanza la primera excursión angular máxima (A1) hasta que la pierna llega a la relajación total.	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el software Smart Capture y Smart Analyzer.	Razón	Segundos (s)
Tiempo entre excursiones angulares máximas (TeEMÁX)	Cuantitativa	Tiempo transcurrido entre los máximos momentos de flexión de la rodilla en cada una de las oscilaciones.	Se obtendrá mediante los resultados arrojados por el software Smart Capture y Smart Analyzer.	Razón	Segundos (s)





VIII. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se realizó estadística descriptiva, obteniendo medidas de tendencia central. Se llevó a cabo prueba de normalidad de Shapiro Wilk con cada variable para definir si utilizar estadística paramétrica o no paramétrica. Dado lo anterior se utilizaron pruebas de contraste de hipótesis para comparar las variables entre ambos grupos: Para la estadística paramétrica se utilizó la prueba T de Student para muestras independientes y se registraron medias y desviaciones estándar, mientras que para la estadística no paramétrica se utilizó la prueba U de Mann Whitney y se registraron medias y rangos intercuartiles.

Se elaboraron tablas y gráficas para comparar los resultados tanto de manera global (los resultados de ambas extremidades), como de cada extremidad por separado.



IX. ÉTICA DEL ESTUDIO

Se tomó en consideración para los aspectos éticos lo estipulado en el Código de Núremberg (1947), ya que se obtuvo para la investigación el consentimiento voluntario de todos los participantes por medio de sus padres o tutores (art. 1). La investigación es útil para la sociedad y la obtención de los resultados de la misma no pudo obtenerse mediante otros medios que no fueran los especificados en el protocolo (art. 2). El presente estudio no representó sufrimiento físico, mental o daño innecesario (art. 4). Los riesgos no superaron los beneficios planteados en el protocolo, y se establecieron las condiciones adecuadas para proteger al sujeto del estudio ante cualquier remota posibilidad de daño, incapacidad o muerte (arts. 5-7). El estudio fue llevado a cabo por personal capacitado y con alto nivel de destreza (art. 8), y durante el curso del estudio el sujeto pudo sentirse en la libertad de ponerle fin cuando así lo deseara (art. 9). (Comisión Nacional de Bioética, 1997)

Así mismo, se respetó la Declaración de Helsinki (2013) en lo que respecta al artículo 4 “El deber del médico/profesional de salud es promover y velar por la salud, bienestar y derechos de los pacientes, incluidos los que participan en investigación médica. Los conocimientos y la conciencia del médico han de subordinarse al cumplimiento de ese deber.” El propósito principal de la investigación médica en seres humanos es comprender las causas, evolución y efectos de las enfermedades y mejorar las intervenciones preventivas, diagnósticas y terapéuticas (métodos, procedimientos y tratamientos) (art 6). La presente investigación estuvo sujeta a normas éticas que promovieron y aseguraron el respeto a todos los seres humanos y para proteger su salud y sus derechos individuales (art. 7). En ningún momento se comprometieron los derechos y los intereses de la persona que participó en la investigación (art. 8). El investigador se comprometió a proteger la vida, la salud, la dignidad, la integridad,



el derecho a la autodeterminación, la intimidad y la confidencialidad de la información personal de las personas que participaron en la investigación. Se consideraron normas y estándares éticos, legales y jurídicos para la investigación en México así como los estándares internacionales vigentes (art. 10). La presente investigación no presentó ningún daño al medio ambiente (art. 11). Se llevó a cabo bajo la supervisión de médicos y fisioterapeutas calificados apropiadamente para los propósitos de este protocolo (art. 12). Todos los participantes tuvieron acceso apropiado para su participación en la investigación (art. 13). Se aseguró la compensación y tratamiento adecuados para las personas que pudieron haber resultado perjudicadas durante la investigación (art. 15).

Se ha determinado que los beneficios de la investigación representan un costo mínimo para los participantes de la investigación. Los riesgos han sido cuidadosamente evaluados y es posible prevenirlos y atenderlos oportunamente (arts. 16-18). Esta investigación en un grupo vulnerable (pacientes pediátricos) se justifica debido a que esta población se ve directamente beneficiada por los resultados derivados de la misma (arts. 19-20). El presente estudio fue debidamente respaldado con extensa bibliografía, y fue descrito y justificado apropiadamente (arts. 21-22). Este estudio cumplió con el artículo 23 al haber sido revisado previamente por un comité de investigación para su “consideración, comentario, consejo y aprobación.” Se tomaron las precauciones para resguardar la intimidad de los participantes, y les fue otorgado un consentimiento informado en el cual se le informó al participante todo lo referente a los objetivos, métodos, fuentes de financiamiento, posibles conflictos de interés, costo-beneficio, y todo otro aspecto referente a la investigación. Se le informó al paciente su derecho a retirarse en cualquier momento del estudio (arts. 24-32). Finalmente los investigadores, autores, auspiciadores, directores y editores todos cumplieron con sus obligaciones éticas con respecto a la publicación y difusión de los resultados de la presente investigación (arts. 35-36). (Asociación Médica Mundial, 2013).



En cumplimiento con la Ley General de Salud en materia de Investigación para la Salud (Título V), la presente investigación aporta a la evaluación, prevención y control de un problema de salud como los son los trastornos neurológicos en la población pediátrica, respetando el artículo 96 de la Ley General de Salud. La Secretaría de Educación Pública, en coordinación con la Secretaría de Salud y con la participación que corresponda al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, orientó al desarrollo de la presente investigación (art. 97). La investigación se realizó bajo las bases establecidas y aplicables en el artículo 100 de esta Ley.

Considerando el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud (1983), se respetó el artículo 13 el cual establece que “En toda investigación en la que el ser humano sea sujeto de estudio, deberá prevalecer el criterio de respeto a su dignidad y la protección de sus derechos y bienestar”. Se respetaron así mismo las disposiciones señaladas en el Artículo 14 de este reglamento. En esta investigación se protegió la privacidad del individuo sujeto de investigación, identificándolo sólo cuando los resultados lo requirieron y éste lo autorizó (art. 16). Según lo dispuesto en el artículo 17 la investigación se clasifica como tipo II- Riesgo mínimo. La institución se comprometió a proporcionar atención médica al sujeto que llegara a sufrir algún daño, si estuviere relacionado directamente con la investigación, sin perjuicio de la indemnización que legalmente corresponda (art. 19). Se proporcionó consentimiento informado conforme a los lineamientos de los artículos 20-27 del Reglamento. Se consideraron las disposiciones del Capítulo III en relación a la investigación en menores de edad conforme a lo establecido en los artículos 34-39. Así mismo se consideró el Título VI referente a las obligaciones del investigador principal conforme a lo dispuesto en los artículos 113-120. Finalmente se consideró el Título VIII en lo referente a las medidas de seguridad en materia de investigación,



la cual se sujetó a la orden en los capítulos I y III del Título Décimo Octavo de la Ley y a lo previsto en el presente Reglamento. (Secretaría de Salud, 1983).

Por último se respeta lo establecido en la NOM-004-SSA3-2012 del Expediente Clínico, en cuanto al manejo de expedientes clínicos, en su capítulo 5.7: “La información contenida en el expediente clínico será manejada con discreción y confidencialidad, atendiendo a los principios científicos y éticos que orientan la práctica médica, así como, las disposiciones establecidas en la Norma Oficial Mexicana.” (Secretaría de Gobernación, 2012).

Dirección General de Bibliotecas UAQ

X. RESULTADOS

Las variables se agruparon en dos categorías: variables temporales (Tiempo total- T, Tiempo de la Primera Fase – Tfase1, Tiempo de la Fase Final – Tfase2 y Tiempo entre Excursiones Máximas - TeEMax), y variables cinemáticas (Radio de Amplitudes – R1, Índice de Relajación – R2, Índice de Relajación Normalizado – R2N, Velocidad Máxima – Vmax, y Número de Oscilaciones – NOsc). A su vez, los resultados fueron clasificados por extremidad evaluada (izquierda o derecha) así como resultados globales.

X.1 Variables temporales

De las variables temporales, todas muestran valores menores en el grupo con secuelas a comparación del grupo control. Los resultados globales de T y TFase2 muestran una diferencia estadística importante ($p=0.001$), mientras que TFase1 presenta menor significancia pero también es superior al 95%. Únicamente TeEMax careció de significancia estadísticamente relevante, sin embargo su tendencia es similar a las de las otras variables (Ver Tabla 4).

Variable		Media (\bar{x})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba Estadística	Significancia (p)
T (s)	Control	5.232	1.499		t= 3.766	0.001**
	Secuelas	3.923	1.967			
TFase1 (s)	Control	0.963	0.191		t= 4.413	0.039*
	Secuelas	0.748	0.292			
TFase2 (s)	Control	4.269	1.446		t= 3.360	0.001**
	Secuelas	3.175	1.794			
TeEMax (s)	Control	0.842		0.190	U= 5870	0.776
	Secuelas	0.699		0.355		

Tabla 4. Variables temporales (global). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuartiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables paramétricas. Fuente: Propia.

Las diferencias de la extremidad inferior derecha muestran aún mayor significancia estadística en las 4 variables (arriba del 99%) (Ver Tabla 5).

Variable		Media (\bar{X})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba estadística	Significancia (p)
TD (s)	Control	5.352		1.640	U=148	0.001**
	Secuelas	3.621		1.973		
TFase1D (s)	Control	0.980	0.174		t=3.439	0.001**
	Secuelas	0.754	0.317			
TFase2D (s)	Control	4.168	1.410		t=2.993	0.004**
	Secuelas	3.093	1.559			
TeEMaxD (s)	Control	0.876	0.140		t= 7.780	0.002**
	Secuelas	0.652	0.271			

Tabla 5. Variables temporales del miembro inferior derecho (D). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuantiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables paramétricas. Fuente: Propia.

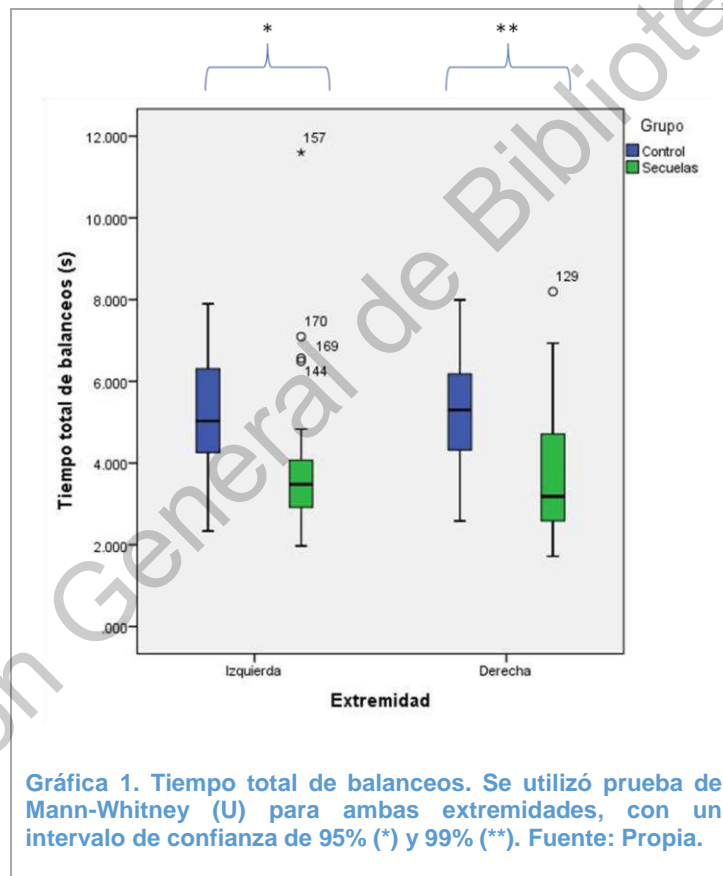
La extremidad izquierda, por su parte, comparte la tendencia hacia los valores menores del grupo de secuelas en comparación con el grupo control; no obstante, sólo TFase1S mostró una confiabilidad arriba del 99%. TS y TeEMaxS mostraron una diferencia con confiabilidad superior al 95%. TFase2S no tuvo diferencias estadísticamente significativas (Ver Tabla 6).

Variable		Media (\bar{X})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba Estadística	Significancia (p)
TS (s)	Control	5.190		2.536	U=159	0.046*
	Secuelas	4.070		1.598		
TFase1S (s)	Control	0.934	0.209		t=2.749	0.009**
	Secuelas	0.740	0.280			
TFase2S (s)	Control	4.259	1.500		t=1.817	0.076
	Secuelas	3.330	2.044			
TeEMaxS (s)	Control	0.867	0.145		t= 3.066	0.012*
	Secuelas	0.750	0.370			

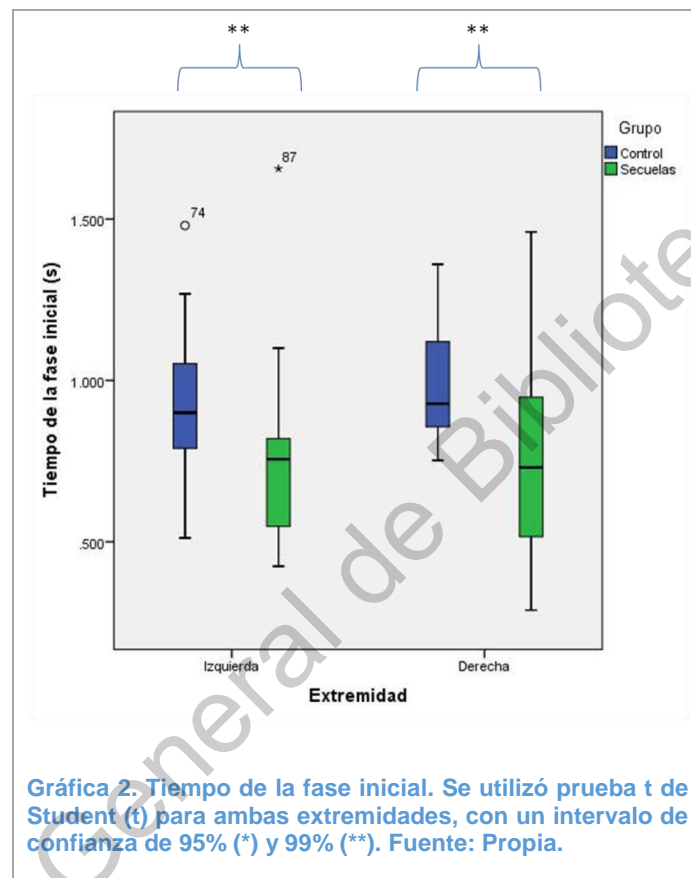
Tabla 6. Variables temporales del miembro inferior izquierdo (S). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuantiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras

independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables paramétricas. Fuente: Propia.

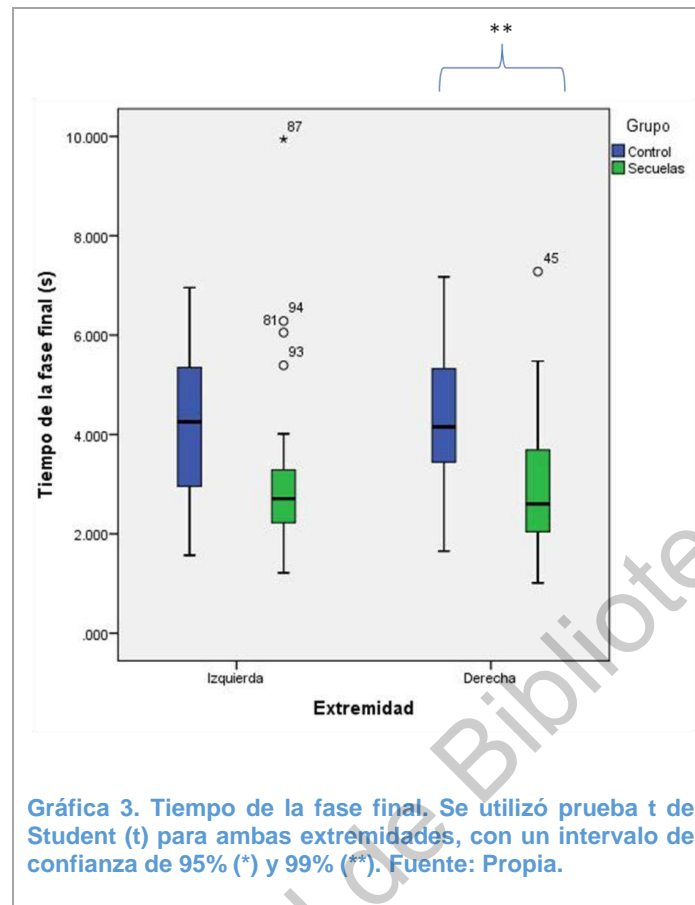
El Tiempo Total de Balanceos –T del lado derecho muestra mayores diferencias estadísticas que el lado izquierdo; sin embargo, ambas extremidades mostraron diferencias con significancia por arriba del 95%. El grupo control presentó una media de 5.352 segundos (lado derecho) y 5.190 segundos (lado izquierdo), contra el grupo con secuelas que presentó 3.621 segundos (lado derecho) y 4.070 segundos (lado izquierdo) (Ver Gráfica 1).



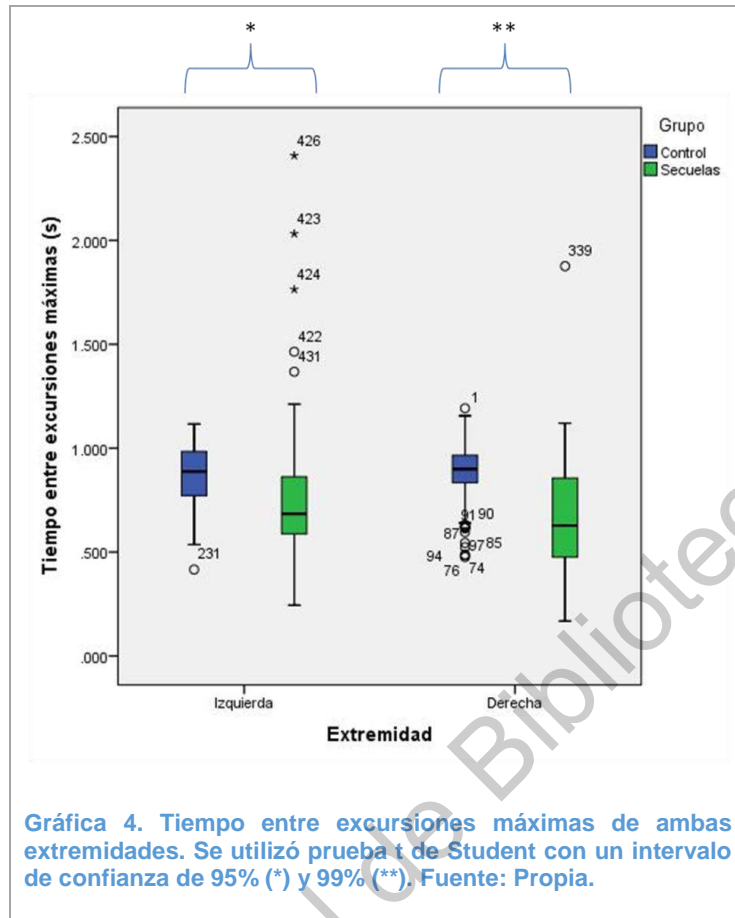
El Tiempo de la Fase Inicial – Tfase1 tanto del lado derecho como del izquierdo mostró diferencias con una significancia del 99%. El grupo control mostró una media de 0.980 segundos (lado derecho) y 0.934 segundos (lado izquierdo), contra el grupo con secuelas que presentó 0.754 segundos (lado derecho) y 0.740 segundos (lado izquierdo) (Ver Gráfica 2).



El Tiempo de la Fase Final – Tfase2 mostró una diferencia con intervalo del 99% en el lado derecho, mientras que el lado izquierdo no mostró una diferencia relevante. El grupo control presentó una media de 4.168 segundos (lado derecho) y 4.259 segundos (lado izquierdo), mientras que el grupo con secuelas presentó 3.093 segundos (lado derecho) y 3.330 segundos (lado izquierdo) (Ver Gráfica 3).



El Tiempo entre Excursiones Máximas – TeEMax reitera la misma tendencia de las variables temporales, presentando una diferencia estadística importante tanto en el lado izquierdo (95%) como en el lado derecho (99%). Los controles indican una media de 0.876 (lado derecho) y 0.867 (lado izquierdo), contra los casos con secuelas que indican 0.652 (lado derecho) y 0.750 (lado izquierdo) (Ver Gráfica 4).



X.2 Variables cinemáticas

Los resultados globales de las variables cinemáticas indican que tanto R1, R2 y R2N presentan medias inferiores en los casos con secuelas (con una confiabilidad arriba del 95%). Vmax y NOsc indican la misma tendencia pero no muestran significancia estadística (Ver Tabla 7).

Variable		Media (\bar{x})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba Estadística	Significancia (p)
R1	Control	0.023		0.014	U= 470	0.033*
	Secuelas	0.014		0.004		
R2	Control	0.013	0.003		t= 2.531	0.013*
	Secuelas	0.010	0.008			
R2N	Control	0.008	0.001		t= 2.529	0.013*
	Secuelas	0.006	0.005			
Vmax (m/s)	Control	259.991		101.065	U= 280	0.630
	Secuelas	250.242		86.045		
NOsc	Control	4.83	0.693		t= 1.436	0.154
	Secuelas	4.52	1.452			

Tabla 7. Variables cinemáticas del test de péndulo (global). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuantiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables paramétricas. Fuente: Propia.

La extremidad derecha por sí sola mostró diferencias estadísticamente significativas en el Radio de Amplitudes-R1 ($p=0.003$). La tendencia en las demás variables, no obstante, fue la misma que en los resultados globales con una media menor en los casos con secuelas (Ver Tabla 8).

Variable		Media (\bar{x})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba Estadística	Significancia (p)
R1D	Control	0.022	0.010		t= 3.150	0.003**
	Secuelas	0.014	0.004			
R2D	Control	0.013	0.002		t= 1.440	0.157
	Secuelas	0.011	0.005			
R2ND	Control	0.008	0.001		t= 1.441	0.156
	Secuelas	0.007	0.003			
VmaxD (m/s)	Control	221.446		50.977	U=70	0.807
	Secuelas	215.032		141.315		
NOscD	Control	4.800		1	U= 291	0.626
	Secuelas	4.810		2		

Tabla 8. Variables cinemáticas del test de péndulo (lado derecho). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuantiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables

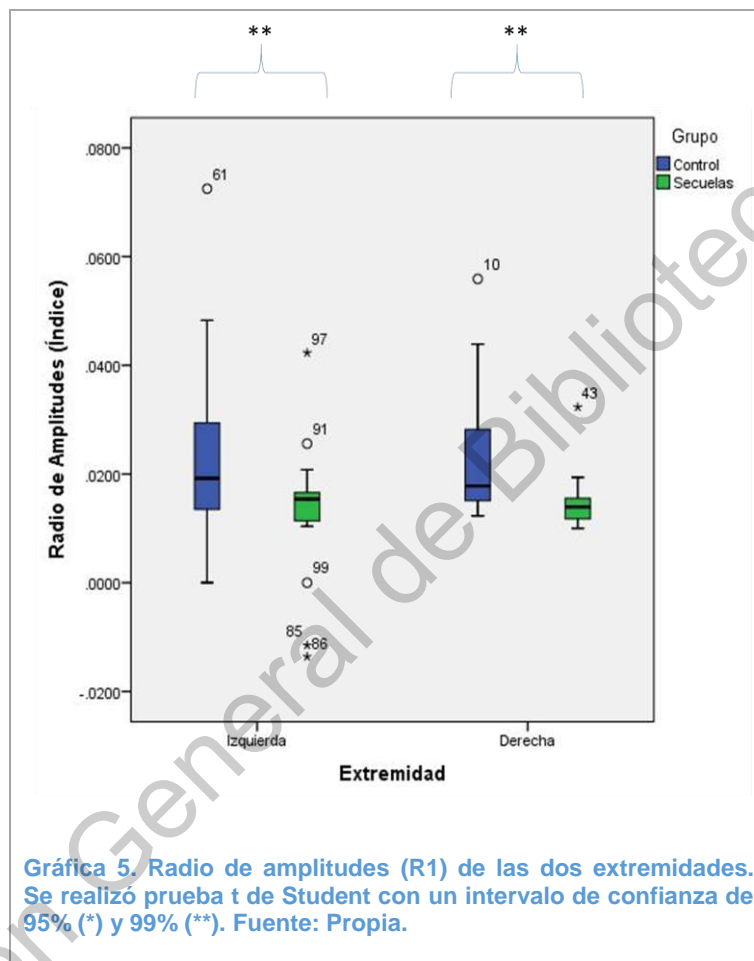
paramétricas. Fuente: Propia.

La extremidad izquierda mostró diferencias estadísticamente significativas en todas las variables menos en la Velocidad Máxima-Vmax, siendo la más notable el Radio de Amplitud R1 ($p=0.010$) Las variables, al igual que en el lado derecho y en los resultados globales, tuvieron valores menores en los casos con secuelas (Ver Tabla 9).

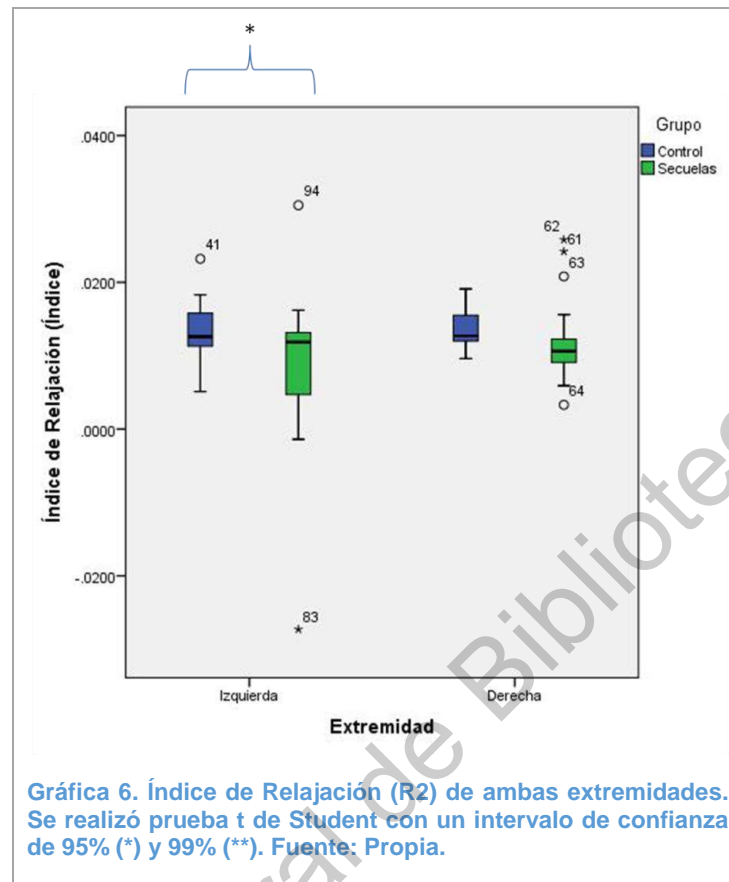
Variable		Media (\bar{x})	Desviación estándar	Rango Intercuartil	Prueba Estadística	Significancia (p)
R1S	Control	0.024	0.014		t= 2.646	0.010**
	Secuelas	0.014	0.011			
R2S	Control	0.013	0.003		t= 2.056	0.040*
	Secuelas	0.008	0.010			
R2NS	Control	0.008	0.002		t= 2.053	0.046*
	Secuelas	0.005	0.006			
VmaxS (m/s)	Control	303.165	44.410		t= 0.976	0.339
	Secuelas	284.193	65.867			
NOscS	Control	4.870		1	U= 215	0.046*
	Secuelas	4.240		2		

Tabla 9. Variables cinemáticas del test de péndulo (lado izquierdo). Se utilizó un intervalo de confianza de 95% (*) y 99% (**). Se utilizó prueba de contraste de hipótesis de Mann-Whitney (U) y se registraron rangos intercuartiles para variables no paramétricas, mientras que se utilizó prueba t de Student para muestras independientes (t) y se registraron desviaciones estándar para variables paramétricas. Fuente: Propia.

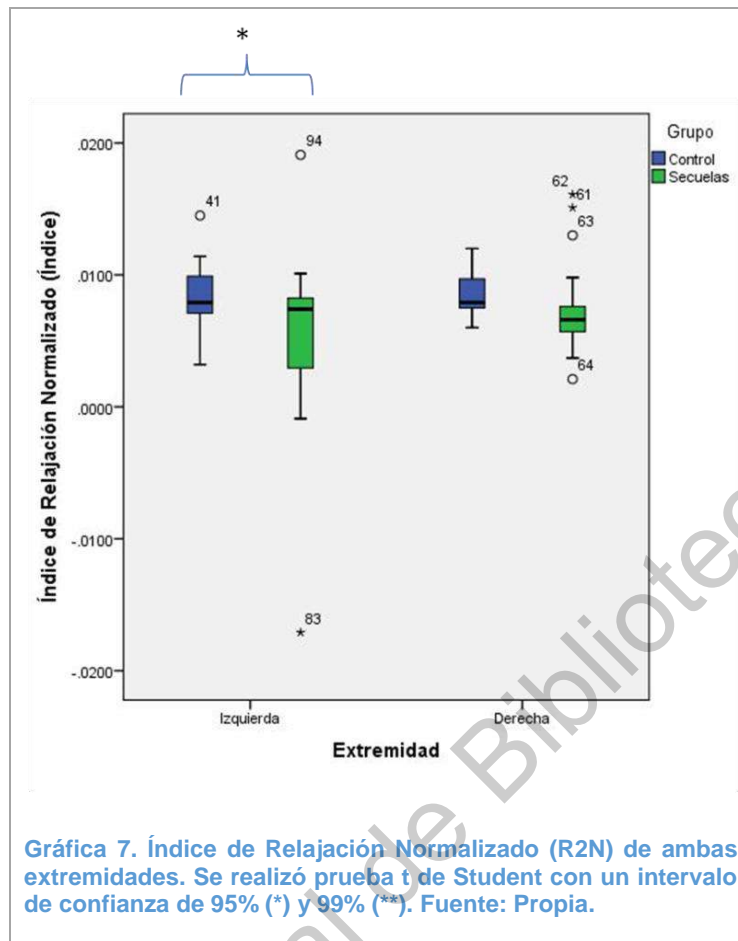
El Ratio de Amplitudes- R1 mostró diferencias estadísticas con una confiabilidad arriba de 99% en ambas extremidades. Los controles presentaron una media de 0.022 (lado derecho) y 0.024 (lado izquierdo), contra los casos con secuelas que presentaron 0.014 (lado derecho) y 0.014 (lado izquierdo) (Ver Gráfica 5).



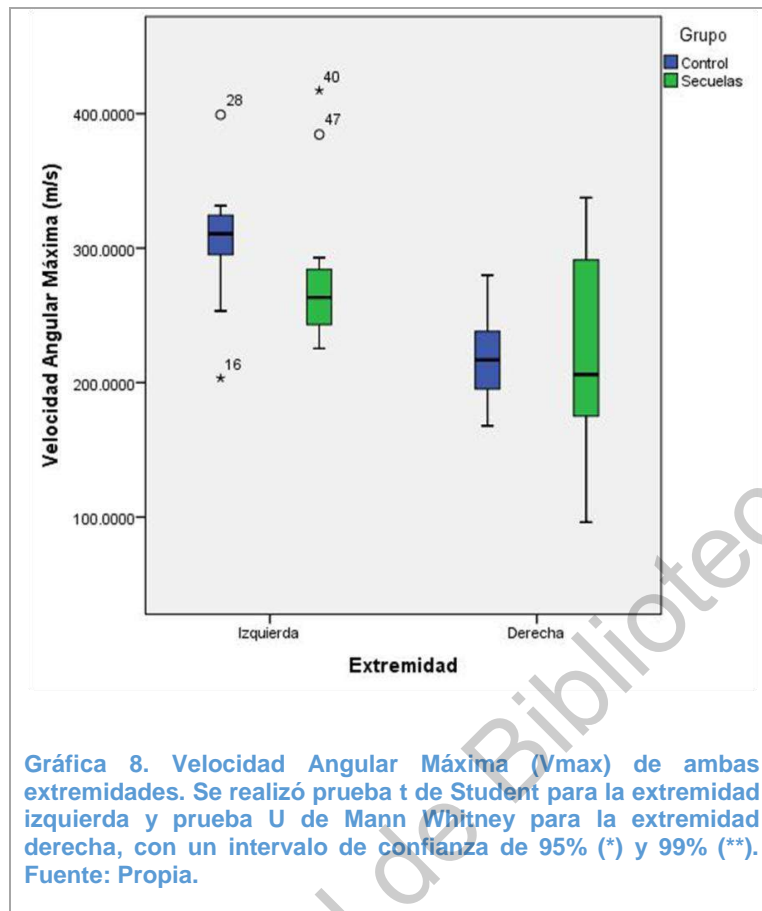
El Índice de Relajación – R2 indica una diferencia estadísticamente significativa en el lado izquierdo, y no muestra diferencias importantes en el miembro contralateral. Los controles presentaron una media de 0.013 (lado derecho) y 0.013 (lado izquierdo), contra los casos con secuelas que presentaron una media de 0.011 (lado derecho) y 0.008 (lado izquierdo) (Ver Gráfica 6).



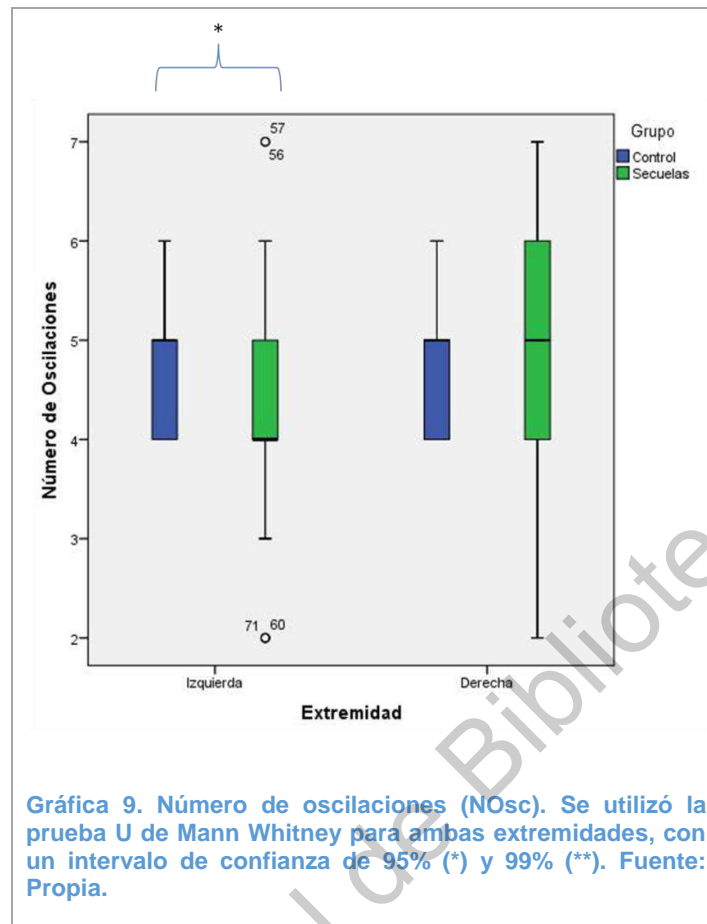
Después de normalizarse los resultados de R2 se obtuvo la variable R2N, la cual presentó también una diferencia significativa del lado izquierdo. El lado derecho persistió sin diferencias relevantes. En los casos controles se obtuvieron medias de 0.008 (lado derecho) y 0.008 (lado izquierdo), mientras que en los casos con secuelas se obtuvieron medias de 0.007 (lado derecho) y 0.005 (lado izquierdo). Cabe mencionar que ninguno de los dos grupos, ni controles ni secuelas, obtuvo el rango que según la bibliografía se califica de “normal”, esto es, un valor igual o arriba de 0.01. El grupo de controles, no obstante, fue el que más se aproximó al rango deseado (Ver Gráfica 7).



La Velocidad Angular Máxima – $V_{m\acute{a}x}$ no presentó diferencias estadísticamente relevantes ni en los resultados globales, ni en los resultados individuales por extremidad. Los controles mostraron una media de 221.446 m/s (lado derecho) y 303.165 m/s (lado izquierdo), contra los casos con secuelas que mostraron 215.032 m/s (lado derecho) y 284.193 m/s (lado izquierdo) (Ver Gráfica 8).



La última variable cinemática, el Número de Oscilaciones – NOsc, sólo mostró una diferencia relevante en la extremidad izquierda (confiabilidad de 95%). La media en los casos controles fue de 4.800 oscilaciones (lado derecho) y 4.870 oscilaciones (lado izquierdo), mientras que en los casos con secuelas fue de 4.810 oscilaciones (lado derecho) y 4.240 oscilaciones (lado izquierdo) (Ver Gráfica 9).

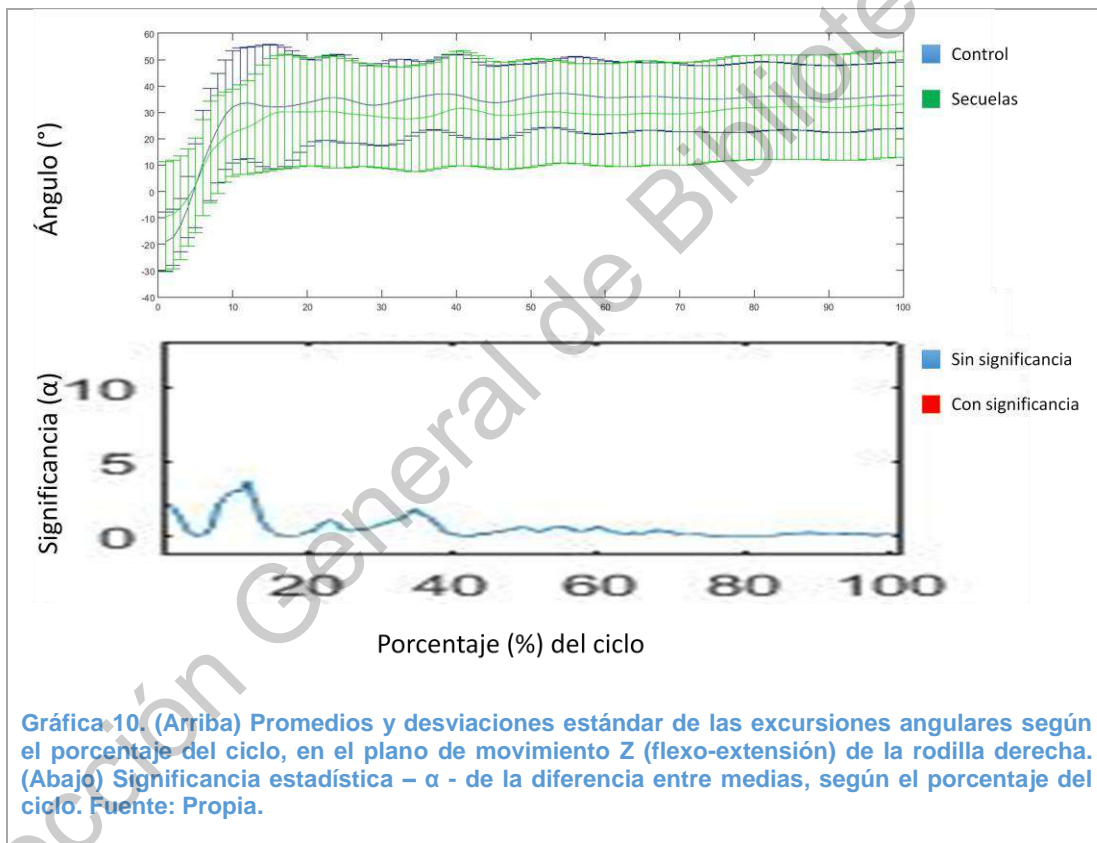


X.3 Resultados de las excursiones angulares por plano de movimiento

Además de las variables anteriormente descritas y comparadas, se realizó un análisis de los ángulos de la rodilla considerando sus tres planos de movimiento (Z – flexo-extensión, Y – lateralización y X – rotación), a lo largo de un ciclo (que comprende desde la posición inicial de la prueba hasta la posición final de reposo). A continuación se representan de manera gráfica las medias y desviaciones estándar de dichos ángulos junto con la significancia estadística en los diferentes porcentajes del ciclo.

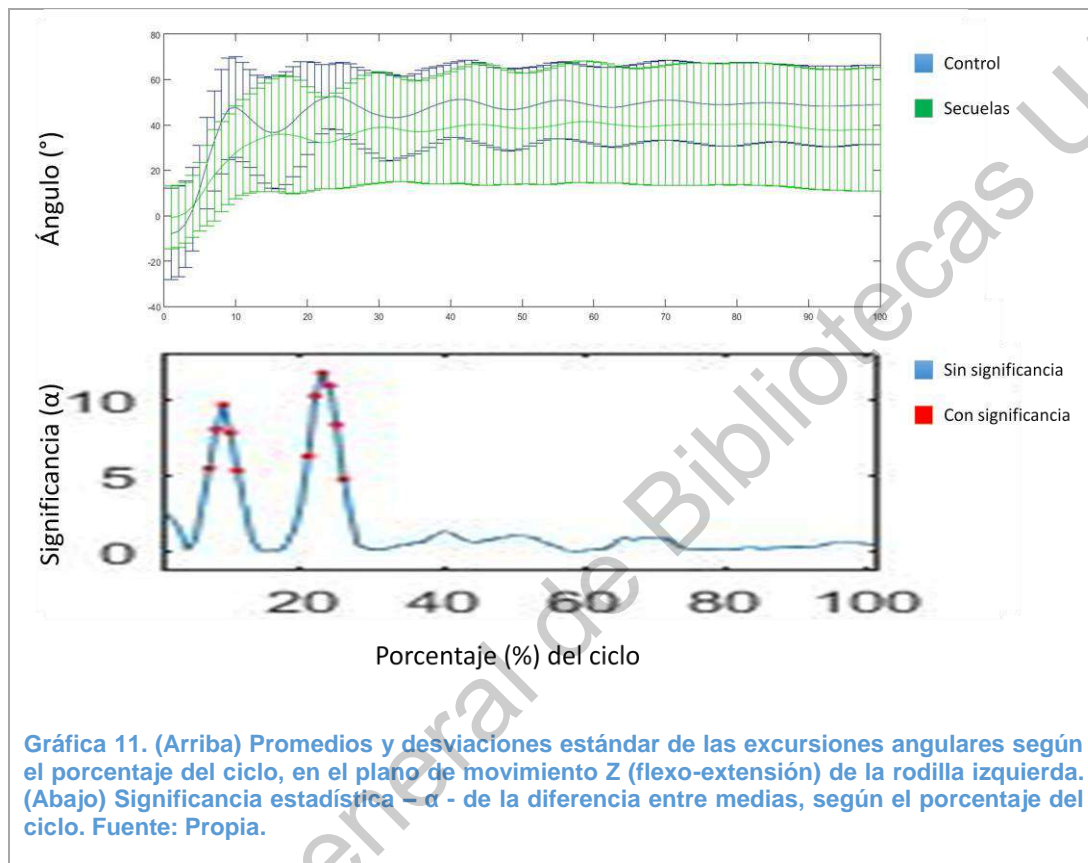
X.3.1 Excursión angular en el plano de movimiento z (flexo-extensión) de la rodilla.

Las excursiones angulares en este plano, en lo que respecta al lado derecho, no mostraron diferencias significativas en ningún porcentaje del ciclo, lo cual nos indica que el rango de movimiento fue similar entre los dos grupos. Las desviaciones estándar fueron más amplias en el caso con secuelas, como se aprecia en la gráfica (Ver Gráfica 10).



Por otra parte, el lado izquierdo sí mostró diferencias estadísticas importantes en las primeras oscilaciones (Antes de alcanzar el 40% del ciclo). Como se aprecia en la gráfica, la media de la posición final en los casos con

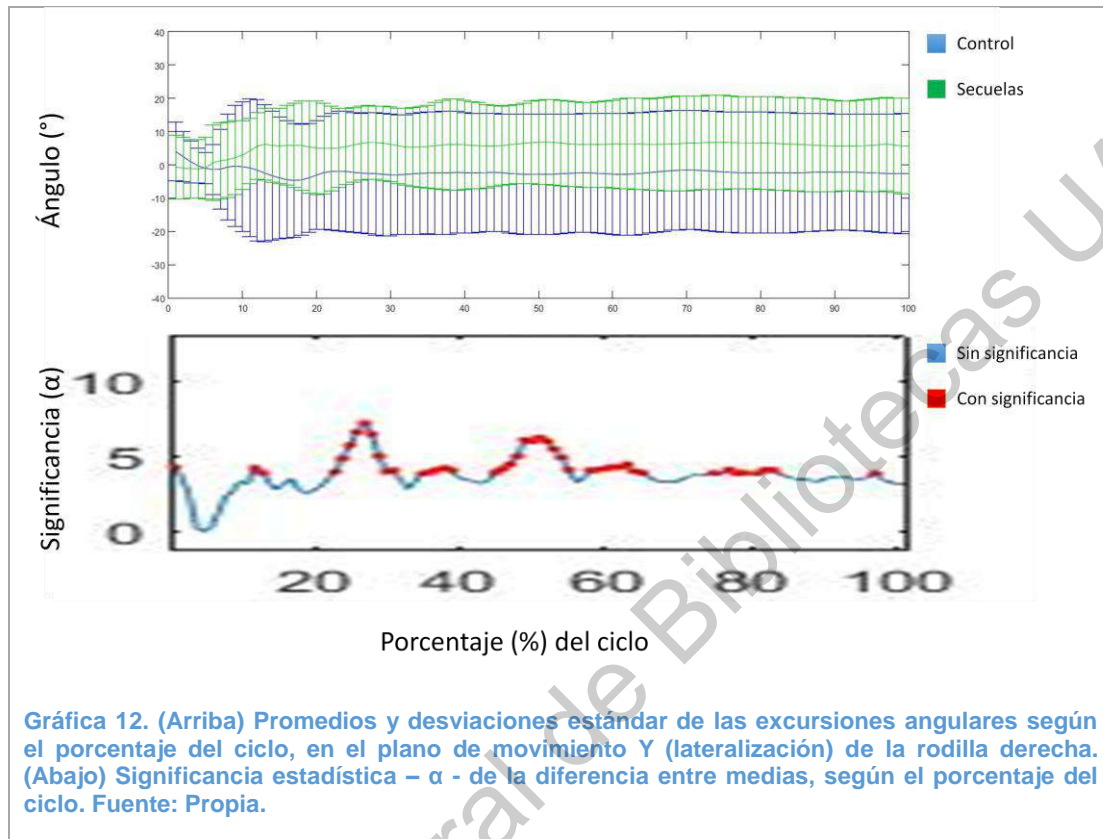
secuelas se encuentra más cercana a la posición de inicio (es decir, a la extensión de la rodilla) que en los casos controles (lo cuales se acercaron más a la posición ideal de 90°); sin embargo, esta diferencia no es estadísticamente significativa (aunque sí muestra una tendencia) (Ver Gráfica 11).



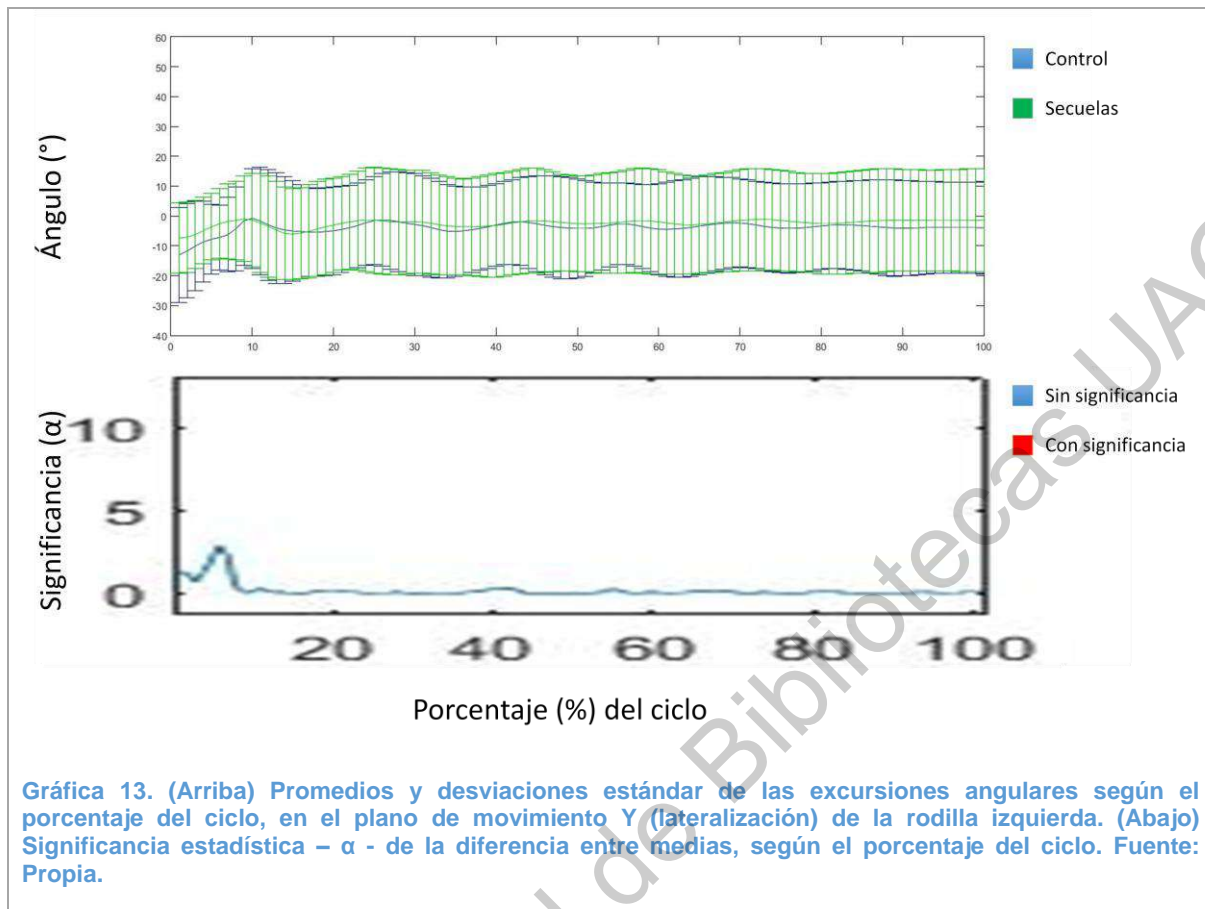
X.3.2 Excursiones angulares en el plano de movimiento y (lateralización) de la rodilla.

En la extremidad derecha se encontraron varias diferencias de medias con significancia alta a lo largo de todo el ciclo. Particularmente alrededor del 25% y 50% del porcentaje del ciclo. Los casos controles mostraron una tendencia mayor hacia la neutralidad (donde el ángulo de lateralización es 0), mientras que los

casos con secuelas se acercaron a los 5°-10° de lateralización medial (valgo) (Ver Gráfica 12).



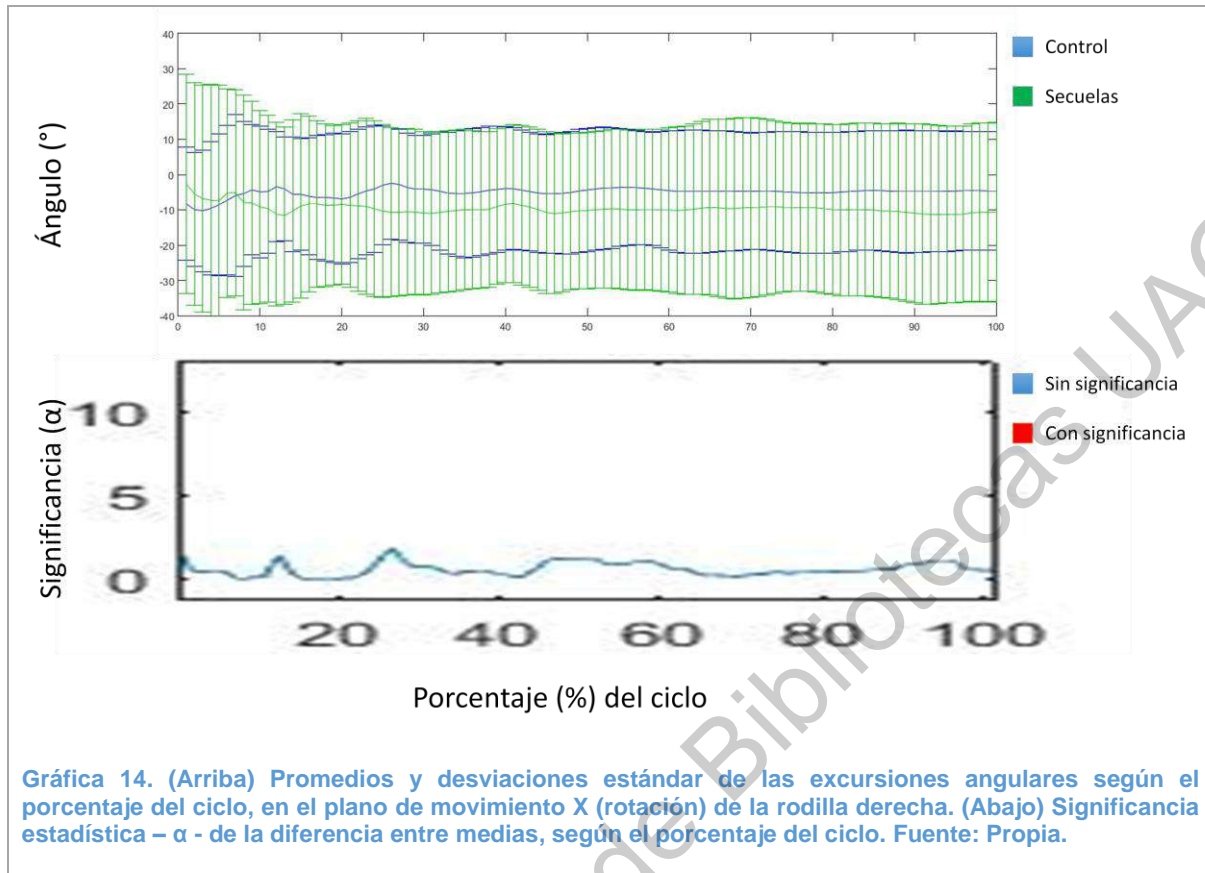
Por otra parte, la extremidad izquierda no mostró diferencias estadísticamente significativas en ningún momento de excursión angular (Ver Gráfica 13).



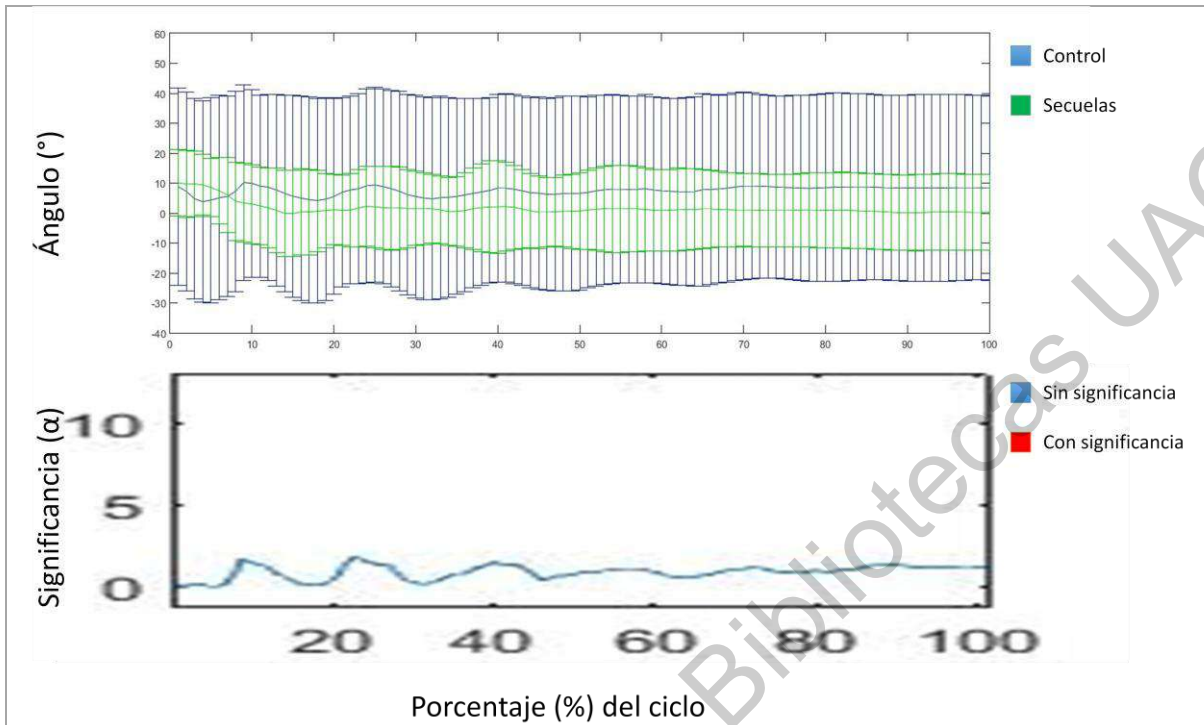
Gráfica 13. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento Y (lateralización) de la rodilla izquierda. (Abajo) Significancia estadística - α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo. Fuente: Propia.

X.3.3 Excursiones angulares en el plano de movimiento x (rotación) de la rodilla.

Las excursiones angulares en el plano de rotación de la rodilla de ambas extremidades mostraron ser semejantes entre ambos grupos, sin diferencias que representaran relevancia estadística. La extremidad derecha mostró una tendencia similar entre ambos grupos aunque la media en el ángulo final tuvo una tendencia ligeramente mayor hacia la rotación interna en los casos con secuelas (Ver Gráfica 14).



La extremidad izquierda tampoco mostró diferencias estadísticas relevantes aunque comparte una tendencia similar a la extremidad derecha en lo que respecta a una mayor rotación interna en el curso de las oscilaciones y en el ángulo final (Ver Gráfica 15).



Gráfica 15. (Arriba) Promedios y desviaciones estándar de las excursiones angulares según el porcentaje del ciclo, en el plano de movimiento X (rotación) de la rodilla izquierda. (Abajo) Significancia estadística - α - de la diferencia entre medias, según el porcentaje del ciclo. Fuente: Propia.



XI. DISCUSIÓN

La presente investigación respalda que los parámetros propuestos originalmente por Bajd y Vodovnik (1984) mediante el test de péndulo, además de las variables adicionales propuestas en esta investigación, son válidos para su aplicación en la medición del tono muscular en niños con secuelas, cuando se utilizan en conjunto con el análisis de captura de movimiento.

En la literatura no se encontró ningún otro estudio que utilizara un sistema de captura de movimiento para obtener las variables de la prueba de péndulo, que además registrara las excursiones angulares de la rodilla en los tres planos de movimiento, aprovechando de esta manera el potencial de este tipo de tecnología para el estudio del movimiento de la articulación de la rodilla en los grupos antes descritos.

De las investigaciones que se encontraron que utilizaran algún tipo de software de captura de movimiento, la investigación de Syczewska (2009) estudió la reproducibilidad de las variables en un mismo paciente durante diferentes ejecuciones de la prueba en días distintos de evaluación. En este estudio no se hallaron datos concluyentes; sin embargo, es importante mencionar que desde el tiempo en que se llevó a cabo esta investigación la tecnología de captura de movimiento ha mejorado ampliamente en términos de precisión.

Por otra parte se puede hacer un contraste con la investigación de White et. al. (2007), un estudio comparativo que utilizó un sistema de captura de movimiento y es similar en metodología al estudio que compete a este trabajo. White no encontró diferencia significativa en la variable de Velocidad Angular Máxima ($V_{m\acute{a}x}$) entre los grupos, aunque en el presente estudio sí se registro una tendencia similar dado a que la media global presentó 259.991 m/s contra 250.242 m/s (White registró 2938°/s en pacientes sanos y 2028°/s en pacientes



con espasticidad). Otra diferencia importante entre ambos estudios es que en el este estudio sí se encontraron diferencias significativas en las variables de radio de amplitud-R1, Índice de Relajación-R2 e Índice de Relajación Normalizado-R2N, sugiriendo que estas variables sí son medidas válidas para estimar el grado de alteración de tono muscular en niños. Las variables temporales no fueron registradas en otras investigaciones; sólo White registra una variable temporal: Tiempo para alcanzar la velocidad máxima o TVMáx, la cual fue menor en niños con PCI (0.23 s) que en los controles (0.34 s) ($p < 0.01$). Mediante el software utilizado en esta investigación no se pudo obtener el mismo tipo de variable pero se obtuvieron otras variables temporales que mostraron diferencias con importancia estadística y con una misma tendencia que la variable registrada por White, lo cual sugiere que las variables temporales son un parámetro confiable para detectar cambios en la calidad del movimiento del paciente con alteraciones de tono.

Estudios como el de Germanotta et. al. (2017) utilizaron tecnología PediAnkleBot en conjunción con electromiografía para medir el umbral del reflejo miotático de estiramiento en diferentes velocidades, y con ello el grado de espasticidad en miembros inferiores de niños con parálisis cerebral contra controles (con una N similar a la de la presente investigación). Este estudio sólo logró discriminar entre miembro espástico y no espástico. Por otra parte, otro estudio contrastó evaluaciones instrumentadas de la espasticidad en niños con parálisis mediante sensores inerciales, EMG y medidores de torque en diferentes músculos; los resultados mostraron errores estándar de menos de 20% en los valores promedio (Schless et. al., 2015). Aunque estos dos estudios proporcionan mayor información en lo que refiere a la actividad de cada músculo, falla en proporcionar un panorama de cómo se comporta la articulación en su conjunto, por lo que en este tenor el motion capture se muestra más versátil.



En comparación con el estudio de Peveroni et. al. (2020), se hallaron varios datos que hacen congruencia con la presente investigación. El grupo de niños con parálisis cerebral mostró diferencias significativas en el rango de movimiento de la primera oscilación (A1) en el test del péndulo ($p=0.001$). El grupo sin espasticidad mostró valores promedio positivos (sobrepasando la posición de reposo, o la vertical, por 5°), mientras que el grupo con espasticidad mostró una clara tendencia a la restricción del movimiento, con un primer pico de flexión menor a la posición de reposo (-6°). El estudio realizado en la presente tesis registró que la media de la posición de reposo en los casos con secuelas se encontró más cercana a la posición de inicio (es decir, a la extensión de la rodilla) que en los casos controles (lo cuales se acercaron más a la posición ideal de 90°).

En lo que respecta al estudio de Androwis et. al. (2015), se sugirió que la hipertonia no sólo es dependiente de la velocidad del estiramiento sino que depende también de la posición en el trayecto de dicho estiramiento. En el estudio de Androwis se mostraron picos significativos en los 0.4 radianes de la primera excursión (un ángulo intermedio entre la posición inicial de extensión y la posición final de reposo). Esta afirmación tiene sentido con los hallazgos de la presente tesis, en la cual se pueden ver momentos de mayor alteración en determinados porcentajes del ciclo y particularmente en la primera oscilación (afectando no sólo la flexión sino también los otros dos planos de movimiento).

A pesar de los prometedores resultados de la investigación y la alta confiabilidad que presentaron muchas de las variables, algunas de las complicaciones que presenta este método para ser aplicado en el campo clínico es que es necesario que la institución que pretenda realizarlo cuente con un sistema de motion-capture, el cual resulta costoso y requiere personal capacitado para su uso y mantenimiento. Este hecho justifica el tamaño discreto de la N ($N=17$) pues era requerido que los pacientes con secuelas de daño neurológico asistieran directamente a las instalaciones del Laboratorio de





Biomecánica, además de que el proceso de rastreo y análisis en cada caso individual requiere tiempo y atención al detalle.

Por el motivo antes mencionado es que también se incluyó un grupo heterogéneo con marcadas diferencias entre el grado y tipo de alteración de tono muscular. Se esperaba que con un grupo más homogéneo y una población más amplia se pudieran obtener datos más concluyentes y posiblemente más variables con diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, con la información recabada de estos grupos se obtuvieron resultados confiables y consistentes con el resto de las investigaciones, respaldando la noción de que este método puede ser utilizado para medir de manera precisa el grado de alteración de tono muscular en niños con secuelas de daño neurológico.





XII. CONCLUSIÓN

Dados los resultados anteriores se rechaza la hipótesis nula (H_0), y se acepta que el análisis biomecánico del test de péndulo obtiene tres o más variables que pueden diferenciar de manera objetiva el movimiento de los pacientes pediátricos con alteraciones de tono muscular en comparación con los controles.

Los resultados sugieren que los parámetros temporales son más precisos para indicar alteraciones de tono muscular que el resto de las variables del test de péndulo, sin embargo la mayoría de las variables analizadas mostraron relevancia estadística y podrían ser utilizadas como parámetros para determinar la severidad de la alteración de tono muscular en niños con secuelas de daño neurológico. Los análisis biomecánicos podrían establecer un nuevo estándar para el diagnóstico preciso y tratamiento dirigido a los desórdenes motores relacionados a esta población.



XIII. ANEXOS

Anexo 1. Datos de los Investigadores y de la Investigación

Datos de los investigadores:

E. F. T. Paola Gabriela Almazán Ramos. Universidad Autónoma de Querétaro, Licenciatura en Fisioterapia. Tel. (442) 249 9853. Correo electrónico: paolaalmazan17@gmail.com

L. F. T. Felipe de Jesús Martínez Matehuala. Profesor de asignatura A, adscrito a la Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM Unidad León. Tel (442) 123 4094. Correo electrónico: felipe_matehuala@hotmail.com

Med. Esp. Héctor Manuel Frías Vázquez-Mellado. Docente de la Licenciatura en Fisioterapia de la Universidad Autónoma de Querétaro. Tel. 442 250 1075. Correo electrónico: leyperfecta@gmail.com

Med. Esp. María Elena Juárez Colín. Coordinadora del Área de Terapia. Técnico Académico titular de tiempo completo. UNAM, Unidad Juriquilla. Tel. (442) 3151272. Correo electrónico: ma_elena33@hotmail.com



TSUTF. Cristina Carrillo Prado. Profesor asociado a tiempo completo, Escuela Nacional de Estudios Superiores, Unidad León. UNAM. Tel (442)1866991. Correo electrónico: tutorial200@yahoo.com.mx.

De la institución:

Unidad de Investigación en Neurodesarrollo del Instituto de Neurobiología, de la Universidad Nacional Autónoma de México, ubicada en Boulevard Juriquilla No. 3001, Juriquilla. CP: 76230.; Querétaro, Qro. (442) 192 6101.

http://www.inb.unam.mx/urmyneuro/neuro1_1.html

Laboratorio de Biomecánica, Instituto de Neurobiología, de la Universidad Nacional Autónoma de México. Boulevard Juriquilla No. 3001, Juriquilla. CP: 76230. Querétaro, Qro. (442) 192 6120.

<http://www.inb.unam.mx/unidades/biomecanica.html>



Anexo 2. Escala Modificada de Ashworth

0	Sin aumento del tono
1	Discreto aumento del tono, que provoca un “enganche” durante el movimiento pasivo o una resistencia mínima al final de movimiento.
1+	Discreto aumento del tono, que se manifiesta por un “enganche”, seguido de una resistencia mínima durante el resto del movimiento (menos de la mitad de la amplitud articular).
2	Mayor aumento del tono, pero con el miembro fácilmente movilizable.
3	El tono aumenta de forma considerable y el movimiento pasivo es difícil.
4	Miembro rígido en flexión y extensión.

Tabla 10. Escala Modificada de Ashworth. Fuente: Bohannon & Smith, 1987; Cano de la Cuerda et al., 2012.

Anexo 3. Consentimiento Informado para Padres/Tutores.

Nombre de la Investigación: *ANÁLISIS BIOMECAÍNICO DE TONO MUSCULAR EN PEDIÁTRICOS CON SÍNDROME DE MOTONEURONA SUPERIOR.*

Número de Registro ante el Comité de Investigación: _____

La adquisición de la Biomecánica en el estudio de los trastornos motores en la población mexicana ayudará a la ciencia médica a establecer normas de evaluación y obtener elementos diagnósticos de las lesiones neurológicas asociadas. El objetivo del estudio es realizar un análisis biomecánico después de llevar a cabo una prueba para valorar el tono muscular en el niño(a).

La sesión tiene una duración de 45 minutos aproximadamente y se inicia con la colocación de los marcadores sobre la piel, este procedimiento no es invasivo ni molesto. El paciente no necesita seguir instrucciones específicas, sólo mantenerse relajado en la posición indicada por el investigador hasta que termine la prueba; finalmente se toman las medidas antropométricas.

Es necesario que el estudio se realice con la ropa adecuada para poder adherir los marcadores (únicamente ropa interior, short o licra). El estudio no presenta ningún riesgo a la integridad del niño(a), únicamente la posibilidad de que presente alguna reacción alérgica al adhesivo que se utiliza para la colocación de los marcadores sobre la piel.

El beneficio que obtendrá el niño(a) de participar en el estudio será que cualquier hallazgo importante pueda ser dirigido a su médico, quien podrá tomar decisiones terapéuticas con ayuda de esta información.

Usted tiene derecho a que los resultados sean confidenciales y utilizados sólo para cumplir con los objetivos de la investigación, a retirarse de la investigación si así lo desea, y a recibir información sobre los resultados del estudio. Siéntase con absoluta libertad de preguntar cualquier duda. Una vez que haya comprendido el estudio y esté de acuerdo en su participación, se le pedirá que firme este formato.

Doy mi consentimiento para que mi hijo(a) participe en el estudio (sí/no) _____

Nombre del niño(a): _____

Edad: Años _____ Meses _____

Fecha de nacimiento: ___/___/___

Nombre del padre, madre o tutor: _____

Firma: _____

Número de teléfono: _____

Fecha del estudio: ___/___/___

Nombre y firma del investigador: _____

XIV. REFERENCIAS

¿Conoces la importancia del ángulo Q de la rodilla? (2015). Retrieved March 31, 2018, from <https://bulevip.com/blog/conoces-la-importancia-del-angulo-q-de-la-rodilla/>

Andrewis, G., Michael, P. A., Jewaid, D., Nolan, K. J., Strongwater, A., & Foulds, R. A. (2015) Motor Control Investigation of Dystonic Cerebral Palsy: A Passive Study of Passive Knee Trajectory. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, (August), 4562-4565.

Ashwal, S., Russman, B. S., Blasco, P. A., Miller, G., & Sandler, A. (2012). Practice Parameter: Diagnostic assessment of the child with cerebral palsy: Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society Practice Parameter: Diagnostic asses. *Neurology*, 62(1), 851–864. <https://doi.org/10.1212/01.WNL.0000117981.35364.1B>

Ashworth, B. (1964). Preliminary trial of carisoprodal in multiple sclerosis. *The Practitioner*, 192 (1), 540–542.

Asociación Médica Mundial. (2013). Declaración de Helsinki de la AMM – Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos. Retrieved March 28, 2018, from <https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>

Bajd, T., & Vodovnik, L. (1984). Pendulum Testing of Spasticity. *Journal of Biomedical Engineering*, 6(January), 9–16.

Banaszkiewicz, P. A., & Kader, D. F. (2014). Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Classic Papers in Orthopaedics*, 1(1), 415–417. <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8>

- Bar-On, L., Aertbeliën, E., Wambacq, H., Severijns, D., Lambrecht, K., Dan, B., ... Desloovere, K. (2013). A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals. *Gait and Posture*, 38(1), 141–147. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.003>
- Bar-On, L., Molenaers, G., Aertbeliën, E., Van Campenhout, A., Feys, H., Nuttin, B., & Desloovere, K. (2015). Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. *BioMed Research International*, 2015(February), 1–10. <https://doi.org/10.1155/2015/317047>
- Barnes, M., & Johnson, G. (2008). *Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity: Clinical Management and Neurophysiology* (2nd ed.). New York: Cambridge University Press. Pp. 12, 27.
- Behboodi, A., Zahradka, N., Wright, H., Alesi, J., & Lee, S. (2019) Real-Time Detection of Seven Phases of Gait in Children with Cerebral Palsy Using Two Gyroscopes. *Sensors*, 19(11), 2517. <https://doi.org/10.3390/s19112517>
- Bohannon, R., & Smith, M. (1987). Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale Of Muscle Spasticity. *Classic Papers in Orthopaedics*, 67(2), 206–207. <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8>
- Bolaños-Jiménez, R., Arizmendi-Vargas, J., Calderón-Álvarez Tostado, J. L., Carrillo-Ruiz, J. D., Rivera-Silva, G., & Jiménez-Ponce, F. (2011). Espasticidad, conceptos fisiológicos y fisiopatológicos aplicados a la clínica. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 12(3), 141–148.
- Bui, H. T., Gagnon, C., Audet, O., Mathieu, J., & Leone, M. (2017). Measurement properties of a new wireless electrogoniometer for quantifying spasticity during the pendulum test in ARSACS patients. *Journal of the Neurological Sciences*, 375 (1), 181–185. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2017.01.065>
- Cailliet, R. (2006). *Anatomía Funcional, Biomecánica* (1st ed.). Marbán Libros.

- Callejas-Cuervo, M., Díaz, G. M., & Ruíz-Olaya, A. F. (2015) Integration of Emerging Motion Capture Technologies and Videogames for Human Upper-limb Telerehabilitation: A Systematic Review. *DYNA Revista Farmacéutica Nacional de Minas*, 82(189):68. <http://dx.doi.org/10.15446/dyna.v82n189.42066>
- Calzada, C & Vidal, C. (2014). Parálisis cerebral infantil : definición y clasificación a través de la historia. *Revista Mexicana de Ortopedia Pediátrica*, 16(1), 6–10. Retrieved from <http://www.medigraphic.com/pdfs/opediatria/op-2014/op141b.pdf>
- Cano de la Cuerda, R., Muñoz-Hellín, E., Gómez-Soriano, J., Taylor, J., & Ortiz Gutiérrez, R. (2012). Valoración y cuantificación de la espasticidad: revisión de los métodos clínicos, biomecánicos y neurofisiológicos. *Revista de Neurología*, 55(4), 217–226. <https://doi.org/rn2012229> [pii]
- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816–824.
- Cavorzin, P. Le. (2013). Espasticidad muscular : situación actual y perspectivas. *EMC*, 34(13), 1–16. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(13\)64659-9](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(13)64659-9)
- Cha, Y., & Arami, A. (2020) Quantitative Modeling of Spasticity for Clinical Assessment, Treatment and Rehabilitation. *Sensors*, 20(18), 5046. <https://doi.org/10.3390/s20185046>
- Choi, J. Y., Park, E. S., Park, D., & Rhab, D. (2018) Dynamic Spasticity Determines Hamstring Length and Knee Flexion Angle During Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy. *Gait and Posture*, 64(2018), 255-259.
- Choi, S., Shin, Y. B., Kim. S-Y., & Kim, J. (2018) A Novel Sensor-Based Assessment of Lower Limb Spasticity in Children with Cerebral Palsy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(45), 1-16.

- Cleland, C., & Rymer, W. (1993). Functional properties of spinal inter- neurons activated by muscular free nerve endings and their potential contributions to the clasp-knife reflex. *Journal of Neurophysiology*, 69, 1181–1191.
- De Groote, F., Blum, K. P., Horslen, B. C., & Ting L. H. (2018) Interaction Between Muscle Tone, Short-Range Stiffness and Increased Sensory Feedback Gains Explains Key Kinematic Features of the Pendulum Test in Spastic Cerebral Palsy: A Simulation Study. *PLoS ONE*, 13(10), e0205763. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205763>
- Dubin, M. (n.d.). Brodmann Areas in the Human Brain with an Emphasis on Vision and Language. Retrieved March 31, 2018, from <http://spot.colorado.edu/~dubin/talks/brodmann/brodmann.html>
- Falisse, A., Bar-On, L., Desloovere, K., Jonkers, I., De Groote, F. (2018) A Spasticity Model Based on Feedback from Muscle Force Explains Muscle Activity During Passive Stretches and Gait in Children with Cerebral Palsy. *PLoS ONE*, 13(12), e0208811. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208811>
- Ferreira, D., Liang, H., & Wua, J. (2020) Knee Joint Kinematics of the Pendulum Test in Children With and Without Down Syndrome. *Gait and Posture*, 76 (2020), 311–317.
- Ferreira, J. F., Moreira, V., Lima, C. S., Soares, F., Machado, J., & Leão, C. P. (2013). Development, test and validation of a mechatronic device for spasticity quantification. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10, 1–9. <https://doi.org/10.5772/56334>
- Ferreira, J., Rodrigues, P., Soares, F., & Machado, J. (2010). An approach for spasticity quantification based on the stretch reflex threshold. *Romanian Review Precision Mechanics, Optics and Mechatronics*, (37), 51–56.
- García-Alix, A., & Quero, J. (2012). *Evaluación Neurológica del Recién Nacido*. Madrid: Díaz de Santos.

García-Vázquez, J. F., Skiadopoulos, A., Caro- Puértolas, B., & Gianikellis, K. (2018) Análisis Cinemático Tridimensional de la Marcha en Pacientes con Diplejía Espástica. *Rehabilitación*, 52 (1), 10-20. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2017.09.004>

Germanotta, M., Taborri, J., Rossi, S., Frascarelli, F., Palermo, E., Cappa, P., Castelli, E., & Petrarca, M. (2017) Spasticity Measurement Based on Tonic Stretch Reflex Threshold in Children with Cerebral Palsy Using the PediAnklebot. *Frontiers in Human Neuroscience*, 29(11), 277.

Gómez-Soriano, J. (2012). *Espasticidad después de la lesión medular: Fisiopatología, valoración cuantitativa y nuevos enfoques de tratamiento*. Universidad Rey Juan Carlos. Retrieved from https://www.researchgate.net/profile/Julio_Gomez-Soriano/publication/258311493_TESIS_GOMEZ-SORIANO/links/00463527c223adb3c5000000/TESIS-GOMEZ-SORIANO.pdf?origin=publication_list

González, P. (2009). Mecanismos Encefálicos del Comportamiento y la Motivación. Retrieved March 31, 2018, from <https://es.slideshare.net/pvgonzalez/clase-11-1724011>

Haberfehlner, H., Goudriaan, M., Bonouvrié, L. A., Jansma, E. P., Harlaar, J., Vermeulen, R. J., et. Al. (2020) Instrumented Assessment of Motor Function in Dyskinetic Cerebral Palsy: a Systematic Review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(39), 1-12.

Hinderer, S., & Dixon, K. (2001). Physiologic and Clinical Monitoring of Spastic Hypertonia. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 12(1), 733–746.

Huang, H. W., Ju, M. S., Lin, C. K. (2016) Flexor and Extensor Muscle Tone Evaluated Using the Quantitative Pendulum Test in Stroke and Parkinsonian

Patients. *Journal of Clinical Neuroscience*, 27(May), 48-52.
<https://doi.org/10.1016/j.jocn.2015.07.031>

Hung-Yeh, C., Vincent-Young, H. W., Yen-Wang, C., & Hung-Wang, Y. (2016) Quantifying Spasticity With Limited Swinging Cycles Using Pendulum Test Based on Phase Amplitude Coupling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(10), 1081-1087.

Jente, W., Desloovere, K., Van Campenhout, A., Ting, L. H., & De Groote, F. (2020) Movement History Influences Pendulum Test Kinematics in Children with Spastic Cerebral Palsy. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 1(April). <https://doi.org/10.1101/2020.04.07.20048314>

Jie Tan, T., Saito, M., & Mitobe, K. (2018) Detection of Spasticity Angle of Occurrence in Upper Limb Using Magnetic MoCap and Construction of a Severity Evaluation Method. *Institute of Electrical Engineers of Japan*, 13(1), 851-857.

Jozefczyk, P. (2002). The Management of Focal Spasticity. *Clinical Neuropharmacology*, 25(1), 158–173.

Kapandji, A. (2008). *Fisiología Articular 2: Miembro Inferior* (6th ed.). Madrid: Médica Panamericana.

Karakostas, T., Watters, K., & King E. C. (2018) Assessment of the Spastic Upper Limb with Computational Motion Analysis. *Hand Clinics*, 34(4), 445-454.
<https://doi.org/10.1016/j.hcl.2018.06.002>

Kim, Y.-W. (2013). Clinical usefulness of the pendulum test using a NK table to measure the spasticity of patients with brain lesions. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(10), 1279–1283. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1279>

Knutsson, E. (2012). Quantification of Spasticity. In *Electromyography and Evoked Potentials: Theories and Applications*. New York: Springer. Retrieved from

goo.gl/1j4hNh

Kristinsdottir, K., Magnusdottir, G., Chenery, B., Gudmundsdottir, V., Gudfinnsdottir, H. K., Karason, H, et. Al. (2020) Comparison of Spasticity in Spinal Cord Injury and Stroke Patients Using Reflex Period in Pendulum Test. *European Journal of ,Translational Myology*, 30(1), 154-158.

Lance, J. W. (1980). *Spasticity: Disorder of Motor Control*. Chicago: Year Book Medical.

Le Cavorzin, P., Hernot, X., Bartier, O., Carrault, G., Chagneau, F., & Gallien, P. (2002). Évaluation de la mesure de la spasticité par le pendulum test. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique*, 45, 510–516.

Levin, M., & Feldman, A. (1994). The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Brain Research*, 657, 23–30.

Li, F., Wu, Y., & Li, X. (2014). Test-retest reliability and inter-rater reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in hemiplegic patients with stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 50(9), 9–15.

Lin, J. (2000). The pathophysiology of spasticity and dystonia. In *The Management of Spasticity Associated with the Cerebral Palsies in Children and Adolescents* (pp. 11–38). New Jersey: Churchill Communications.

Llanio, R., & Perdomo, G. (2003). Examen físico particular del sistema nervioso. taxia, praxia, motilidad, tono y trefismo, reflectividad, sensibilidad. In *Propedéutica Clínica y Semiología Médica. Tomo I* (pp. 154–180). La Habana: Editorial Ciencias Médicas.

Lotfian, M., Mirbagheri, M. M., Kharazi, M. R., Dadashi, F., Nourian, R., Irani, A., & Mirbagheri, A. (2016). Pendulum test measure correlates with gait parameters in children with cerebral palsy. *2016 38th Annual International Conference of*

the *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 1708–1711.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591045>

Manschot, S., Van Passel, L., Buskens, E., Algra, A., & Van Gijn, J. (1998). Mayo and NINDS scales for assessment of tendon reflexes: between observer agreement and implications for communication. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, 64(2), 253–255.

Nakhostin Ansari, N., Karimi, H., Farahmand, F., Naghdi, S., & Faghihzadeh, S. (2007). A new biomechanical method for objective measurement of spasticity: A preliminary study. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 14(2), 63–69. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2007.14.2.23516>

Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético* (3rd ed.). Madrid: McGraw-Hill/Interamericana.

Nordmark, E., & Andersson, G. (2002). Wartenberg pendulum test: Objective quantification of muscle tone in children with spastic diplegia undergoing selective dorsal rhizotomy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(1), 26–33. <https://doi.org/10.1017/S001216220100161X>

Oha, J., Leighb, J. H., Seoc, H. G., Ohc, B. M., & Sangeunb, J. (2017) The Effects of Focal Muscle Vibration to Reduce Calf Muscle Spasticity in Chronic Stroke Patients: Preliminary Study. *Journal of the Neurological Sciences*, 381 (1134), 1129–1148. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2017.08.3194>

Ojeda López, M. D. C., Rodríguez Weber, F., & Amaya Sánchez, L. E. (2009). Diagnóstico diferencial del temblor. *Acta Médica Grupo Ángeles*, 7(3), 143–149.

Olmo, M., & Nave, R. (2005). Área Bajo la Curva. Retrieved April 9, 2018, from <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/integ.html>

Oo, W. M. (2015). Spasticity. In *Paraplejia* (pp. 83–101). New York: Nova Science.

- Patrick, E., & Ada, L. (2006). The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworts Scale is confounded by it. *Clinical Rehabilitation*, 20(2), 173–181. <https://doi.org/10.1191/0269215506cr922oa>
- Paul, C.-M., Karina Gabriela, B.-M., Guillermo Ibarra Ibarra, L., & de México, C. (2016). Exploración neurológica básica para el médico general. *Revista de La Facultad de Medicina*, 59(5), 42–56. Retrieved from <http://www.medigraphic.com/pdfs/facmed/un-2016/un165h.pdf>
- Pérez Soriano, P., & Llana Belloch, S. (2015). *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte* (1st ed.). Badalona: Paidotribo.
- Peveroni, S., Vázquez, M., Peña, N., Jorajuría, E., Suarez, H., & Ferreira, E. (2020) Kinematic and EMG Analysis of the Stretch Response of Rectus Femoris in Pendulum Test. *Revista Argentina de Bioingeniería*, 24 (3), 45-49.
- Popović, D. B., & Bajd, T. (2018). Pendulum test: Quantified assessment of the type and level of spasticity in persons with central nervous system lesions. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 15(1), 1–12. <https://doi.org/10.2298/SJEE171204006P>
- Popovic-Maneski, L., Aleksic, A., Metani, A., Bergeron, V., Cobeljic, R., & Popovic, D. B. (2018) Assessment of Spasticity by a Pendulum Test in SCI Patients who Exercise FES Cycling or Receive Only Conventional Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(1), 181-187.
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Katz, L. C., LaMantia, A.-S., McNamara, J. O., & Williams, S. M. (2016). *Neurociencia* (Tercera ed). Madrid: Médica Panamericana.
- Rahimi, F., Eyvazpour, R., Salahshour, N., & Azghani, M. R. (2020) Objective Assessment of Spasticity by Pendulum Test: A Systematic Review of Methods of Implementation and Outcome Measures. *BioMedical Engineering OnLine*.

<https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-27274/v1>

Rekand, T. (2010). Clinical assessment and management of spasticity: A review. *Acta Neurologica Scandinavica*, 122(SUPPL. 190), 62–66. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0404.2010.01378.x>

Rizk, T. (2015). Management of Spasticity and Cerebral Palsy. *Intech*, 1(March 2014), 5–27.

Rubin, M., & Safdieh, J. (2008). *Netter: Neuroanatomía Esencial*. Nueva York: Elsevier Masson.

Schiaffino, L., Spaich, E., Rufiner, A., Escobar, S., & Tabernig, C. (2002). Sistema para la Evaluación de la Espasticidad Muscular. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 23(2), 116–122.

Secretaría de Gobernación. (2012). Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012, Del expediente clínico. Retrieved March 28, 2018, from http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5272787&fecha=15/10/2012

Secretaría de Salud. (1983). Reglamento de la Ley General de Salud en materia de Investigación para la Salud. Retrieved March 28, 2018, from <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/compi/rlgsmis.html>

Secretaría de Salud. (2009). *Resumen de Evidencias y Recomendaciones, Evaluación Diagnóstica del Niño con Parálisis Cerebral en el Tercer Nivel de Atención*. México. Retrieved from http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/332_DIF_09_Paralisis_cerebral/EyR_DIF_332_09.pdf

Sepúlveda, P., Bacco, J. L., Cubillos, A., & Doussoulin, A. (2018) Espasticidad como Signo Positivo de Daño de Motoneurona Superior y Su Importancia en la Rehabilitación. *Revista CES Medicina*, 32(3), 259-269.

Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European Journal of*

Neurology, 1, 3–9.

Sheean, G., & McGuire, J. R. (2009). Spastic Hypertonia and Movement Disorders : Pathophysiology , Clinical Presentation , and Quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1(9), 827–833. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.08.002>

Skublewska-Paszowska, M., Lukasik, E., Milosz, M., Smolka, J., Napiorkowski, J., Taczala, J., et. Al. (2018) Motion Capture Technology as a Tool for Quantitative Assessment of the Rehabilitation Progress of Gait by Using Soft Orthoses. 11th *International Conference on Human System Interaction (HSI)*, 384-390.

Schless, S., Desloovere, K., Aertbeliën, E., Molenaers, G., Huenaerts, C., & Bar-On, L. (2015) The Intra- and Inter-Rater Reliability of an Instrumented Spasticity Assessment in Children with Cerebral Palsy. *PLoS ONE*, 10(7), e0131011, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0131011>

Sloot, L. H., Bar-On, L., Van-Der-Krogt, M. M., Aertbellien, E., Buizer, A., Desloovere, K., & Harlaar, J. (2016) Monitorized Versus Manual Instrumented Spasticity Assessment in Children With Cerebral Palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 59: 145-151. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13194>

Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. (2009). *Evaluación Clínica y Tratamiento de la Espasticidad*. Madrid: Médica Panamericana.

Sommerfeld, D. K., Eek, E. U. B., Svensson, A. K., Holmqvist, L. W., & Von Arbin, M. H. (2004). Spasticity after Stroke: Its Occurrence and Association with Motor Impairments and Activity Limitations. *Stroke*, 35(1), 134–139. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000105386.05173.5E>

Steineman, B. D., Karra, P., & Park, K. (2016). Assessment of Patellar Tendon Reflex Responses Using Second-Order System Characteristics. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2016(1), 1–4.

- Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A., & Döderlein, L. (2013). Reliability and Accuracy in Three-Dimensional Gait Analysis: A Comparison of Two Lower Body Protocols. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 105–111.
- Syczewska, M., Lebiedowska, M. K., & Pandyan, A. D. (2009). Quantifying repeatability of the Wartenberg pendulum test parameters in children with spasticity. *Journal of Neuroscience Methods*, 178(2), 340–344. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.12.031>
- Szopa, A., Domagalska-Szopa, M., Kidoń, Z., & Syczewska, M. (2014). Quadriceps femoris spasticity in children with cerebral palsy: Measurement with the pendulum test and relationship with gait abnormalities. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-166>
- Tardieu, G., Shentoub, S., & Delarue, R. (1954). A la recherche d'une technique de mesure de la spasticité. *Revue Neurologique*, 91(1), 143–144.
- Vanek, Z., & Menkes, J. (2010). Spasticity. Retrieved March 5, 2018, from <https://emedicine.medscape.com/article/2207448-overview#showall>
- Vargas Luna, J. L., Guðfinnsdóttir, H. K., Magnúsdóttir, G., Guðmundsdóttir, V., Krenn, M., Mayr, W., Ludvigsdóttir, G. K., & Helgason, T. (2016) Effects of Sustained Electrical Stimulation on Spasticity Assessed by the Pendulum Test. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2(1), 405–407.
- Ward, A. (2003). Long-term Modification of Spasticity. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41, 60–65.
- Wartenberg, R. (1951). Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*, 1, 18–24.
- Waxman, S. (2016). *Lange: Neuroanatomía Clínica* (28th ed.). México: McGraw-Hill/Interamericana.

- Whelan, A., Sexton, A., Jones, M., O'Connell, C., & McGibbon, C. A. (2018) Predictive Value of the Pendulum Test for Assessing Knee Extensor Spasticity. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(68), 1-12.
- White, H., Uhl, T. L., & Augsburg, S. (2015) Do Three Different Passive Assessments of Quadriceps Spasticity Relate to the Functional Activity of Walking for Children Diagnosed with Cerebral Palsy? *Neuroscience Journal*, 9(September), 1-6.
- White, H., Uhl, T. L., Augsburg, S., & Tylkowski, C. (2007). Reliability of the three-dimensional pendulum test for able-bodied children and children diagnosed with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 26(1), 97–105. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.012>
- Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjær, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(7), 617–623. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12124>
- Yeh, C., Hung, C., Wang, Y., Hsu, W., Chang, Y., YeH, J., et. Al. (2016) Novel Application of a Wii Remote to Measure Spasticity with the Pendulum Test: Proof of Concept. *Gait and Posture*, 43(1), 70-75.
- Young, R. (1994). Spasticity: A Review. *Neurology*, 44(1), 512–520.