

**ESTUDIO DE LA CONFIABILIDAD DE UN MODELO BIOMECÁNICO
MULTISEGMENTO DE CUERPO COMPLETO PARA ANÁLISIS CINEMÁTICO
EN BAILE.**



**DIANA ISABEL ALVEAR HERNÁNDEZ
2146104**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2019**

**ESTUDIO DE LA CONFIABILIDAD DE UN MODELO BIOMECÁNICO
MULTISEGMENTO DE CUERPO COMPLETO PARA ANÁLISIS CINEMÁTICO
EN BAILE.**



DIANA ISABEL ALVEAR HERNÁNDEZ

**Pasantía institucional para optar al título de
Ingeniero Biomédico**

**Director
WILFREDO AGREDO RODRIGUEZ
Médico cirujano
Especialista en actividad física terapéutica
Máster en ciencias biomédicas**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE AUTOMÁTICA Y ELECTRÓNICA
PROGRAMA INGENIERÍA BIOMÉDICA
SANTIAGO DE CALI
2019**

Nota de aceptación:

Aprobado por el Comité de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Ingeniero Biomédico

Andrés Felipe Cárdenas
Jurado

Camilo Ernesto Torres

Santiago de Cali, 12 de agosto de 2019

CONTENIDO

	pág.
RESUMEN	10
INTRODUCCIÓN	11
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
2. JUSTIFICACIÓN	15
3. OBJETIVOS	17
3.1 OBJETIVO GENERAL	17
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
4. ANTECEDENTES	18
5. MARCO TEÓRICO	20
5.1 TIPOS DE INSTRUMENTOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTO.	20
5.1.1 Fotogrametría y cinematografía	20
5.2 CÁMARAS OQUS 500 PARA CAPTURA 3D	21
5.3 MODELO BIOMECÁNICO	22
5.4 MARCADORES REFLECTIVOS	22
5.4.1 Posicionamiento de los marcadores	22
5.5 SOFTWARES	24
5.5.1 Qualisys Track Manager (QTM)	24
5.5.2 Visual 3D	25

5.6 CONFIABILIDAD	25
5.6.1 Confiabilidad de reaplicación de pruebas	25
5.7 MEDIA ARITMÉTICA	25
5.8 DESVIACIÓN ESTÁNDAR	26
5.9 MÉTODO PARA EL ANÁLISIS DE CONFIABILIDAD	26
5.10 ANÁLISIS DE VARIANZA DE UN FACTOR	27
 6. METODOLOGÍA	 29
6.1 CONSENTIMIENTO INFORMADO	29
6.2 TIPO DE ESTUDIO	29
6.3 BÚSQUEDA DE MODELOS EXISTENTES	30
6.4 SELECCIÓN Y DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES	30
6.5 PROCESO Y ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN	31
6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	40
 7. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	 42
 8. CONCLUSIONES	 56
 REFERENCIAS	 58
 ANEXOS	 64

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Fig. 1. Arreglo de cámaras en un análisis de marcha 3D. [25]	21
Fig. 2. Detección de marcadores de las cámaras QUS 500 en 2D y 3D. [26]	22
Fig. 3. Configuración del sistema para la calibración. [49]	32
Fig. 4. Diseño experimental con estructura factorial.	33
Fig. 5. Posición estática del bailarín.	34
Fig. 6. Marcadores representados en el Software Qualisys Track Manager.	35
Fig. 7. Selección del modelo estático.	35
Fig. 8. Selección de la plantilla (a), Selección de medidas y peso (b).	36
Fig. 9. Selección de los archivos de movimiento.	36
Fig. 10. Archivos dinámicos cargados a Visual 3D.	37
Fig. 11. Creación de datos basados en el modelo.	38
Fig. 12. Filtro aplicado a las gráficas de velocidad máxima del segmento del brazo.	38
Fig. 13. Información generada de la velocidad del segmento del brazo en valores numéricos (a). Gráfica de la velocidad del segmento del brazo (b).	39
Fig. 14. Modelo biomecánico de cuerpo completo con modificación en brazos realizado con el software Visual3D.	40
Fig. 15. Gráfica con los datos de cada prueba, con su respectiva media, desviación estándar y SEM.	41
Fig. 16. Convenciones para el marco de referencia global y el centro de referencia local segmentario definido para los estándares por el ISB. [53]	43

Fig. 17. Vista anterior de la ubicación de los marcadores del modelo de Rizzoli de cuerpo completo. [56]	44
Fig. 18. Vista posterior de la ubicación de los marcadores del modelo de Rizzoli de cuerpo completo. [56]	44
Fig. 19. Gráfica de velocidad del segmento del brazo con su respectivo modelo en Visual3D.	45
Fig. 20. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.	46
Fig. 21. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.	46
Fig. 22. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.	47
Fig. 23. Gráficos de las dispersiones más elevadas de los bailarines.	54

LISTA DE TABLAS

	pág.
TABLA I.	23
TABLA II.	41
TABLA III.	48
TABLA IV.	49
TABLA V.	50
TABLA VI.	51

LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo A. Consentimiento informado	64
Anexo B. Gráficos representativos de todos los ensayos con su respectivo error estándar de la medición.	68

RESUMEN

El análisis biomecánico de cuerpo completo en 3D es una prueba que permite analizar y evaluar el movimiento o maniobras específicas que tienden a generar lesiones en los bailarines. La implementación de un análisis de movimiento en biomecánica inicia con la calibración del espacio en el cual se va a realizar la captura con ayuda de una vara de calibración, mejor conocida como “*wand calibration*”; luego, se ubican los marcadores anatómicamente en el paciente y se capta la información con ayuda de cámaras de tracking a tiempo real y la reflexión de los marcadores. Los datos obtenidos se modifican en un software llamado QTM, utilizado también para la creación y ejecución de modelos biomecánicos. Para finalizar se automatiza el procesamiento de los datos, se personalizan los análisis y se visualizan los mismos con el software de análisis, Visual3D.

Lo explicado anteriormente permitió analizar un modelo biomecánico multisegmento de cuerpo completo, el cual se define como un set de marcadores ubicados estratégicamente en el cuerpo, tanto en el tren superior como en el tren inferior, en donde se incluyeron cada uno de los segmentos que se deseaban estudiar, con el objetivo de establecer la confiabilidad del modelo que mejor se ajustaba para el estudio. Para establecer lo anterior, se determinó cuál de los modelos estaba validado y cumplía con las normas y estándares de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB). El modelo seleccionado fue el IOR de Rizzoli con modificación en brazos, teniendo en cuenta que la modificación se realizó por parte del autor, siguiendo también las especificaciones de la ISB para dicha modificación.

Al terminar de seleccionar el modelo para el estudio, se escogió la velocidad del segmento del brazo como la variable a estudiar y se observó por medio de análisis estadísticos, las diferencias existentes entre pruebas, para encontrar la mayor fiabilidad del modelo utilizado, además se evaluó la incidencia del error humano para llevar a cabo cada una de las pruebas. Finalmente se cuantificó el error estándar de la medición, a través de pruebas repetidas con tres bailarines de ballet sin ninguna lesión, obteniendo como resultado que el error no es significativo, por lo cual el modelo utilizado en el estudio es confiable para realizar análisis y evaluación de movimientos que puedan causar lesiones en los bailarines.

Palabras clave: Biomecánica, Error estándar de la medición, Confiabilidad del modelo biomecánico, Análisis cinemático, Pruebas de repetibilidad, Modelo biomecánico.

INTRODUCCIÓN

La biomecánica es la ciencia que examina las fuerzas internas y externas que interactúan en el cuerpo, por lo tanto, estudia el movimiento del cuerpo humano. Para analizar cualquier movimiento, se emplean dos procedimientos: el análisis cuantitativo y el cualitativo. El análisis cualitativo intenta describir un movimiento en términos no numéricos. Los datos obtenidos de un análisis cualitativo pueden ser sustentados con un análisis cuantitativo, este último involucra la descripción de los movimientos del cuerpo o sus partes en términos numéricos [1]. Para llevar a cabo el análisis cuantitativo se requiere tener información acerca de la ubicación de los diferentes segmentos y articulaciones que intervienen en la ejecución del movimiento que se está analizando, esta información se obtiene mediante una representación virtual como lo es el procesamiento de video y software especializados para este tipo de estudios. Estos dos tipos de análisis proveen información importante acerca de la ejecución; sin embargo, el cuantitativo es el análisis que determina con exactitud el porqué de la variabilidad de los datos en los movimientos generados [2]. La variabilidad de los datos demuestra qué tan confiable es un modelo biomecánico al momento de ser aplicado, y puede verse afectada por factores como:

- Calibración inadecuada de las cámaras.
- No se genera en el software la eliminación de falsos positivos o ruido.
- Oclusión de los marcadores en el video.
- Fatiga progresiva del músculo de la persona estudiada, generando cambios en los resultados de las pruebas de repetibilidad.
- El lugar en donde se van a hacer las pruebas no es apta para el estudio.
- Errores cometidos por el evaluador al posicionar de forma inadecuada los marcadores en la piel.

Para realizar los análisis cualitativos y cuantitativos se utilizan modelos biomecánicos, éstos representan la física y la fisiología del movimiento humano y permiten extraer información de los datos del movimiento [3]. En la actualidad, se utilizan diversos modelos biomecánicos para hacer captura de movimiento y examinar a pacientes por medio de los procedimientos cuantitativos y cualitativos mencionados anteriormente. Entre los diferentes modelos se encuentran los utilizados para análisis de marcha, tronco y extremidades superiores; estos modelos

describen las posiciones anatómicas de los marcadores para un estudio determinado y varían dependiendo del protocolo aplicado, en donde se define cómo se va a llevar a cabo el estudio y cuál es el procedimiento que se va a realizar. A través de técnicas de fotogrametría es posible capturar la posición de los marcadores en el espacio para realizar una reconstrucción del movimiento; dicha reconstrucción, genera patrones que son estudiados por medio de una herramienta de análisis biomecánico para medir datos de movimiento y fuerza que proporcionan la información necesaria para dar resultado al estudio o en su defecto remitir al paciente para un análisis médico o generar un reporte clínico. [4]

Hoy por hoy, con los avances tecnológicos y la colaboración en áreas como la biología, fisiología, medicina, y ciencias del deporte; hacen que la biomecánica se encuentre en un momento de gran producción y avance científico [5]. En Colombia, el desarrollo de nuevas tecnologías para este tipo de análisis es relativamente nuevo con respecto a los realizados en Estados Unidos y Europa. En 1973 se realizan los primeros simposios y congresos de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB) en Estados Unidos y Nueva Zelanda [6] en el continente Europeo nace en 1976 la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB) [7] y subsiguientemente a ello en 1983 nace la Sociedad Internacional de Biomecánica en Deporte (ISBS) [8]. Por otro lado, en Colombia se efectuaron los primeros proyectos realizados en 2005 en la Universidad CES de Medellín, en donde se creó la línea de investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación [9], y posteriormente en 2013 se presenta por medio de Coldeportes en Bogotá, el laboratorio más moderno de biomecánica de América Latina. [10]

Como se mencionó anteriormente, existen modelos para análisis enfocado a zonas específicas las cuales varían dependiendo del estudio; dichas zonas pueden ser extremidades inferiores para análisis de marcha o extremidades superiores para examinar problemas de columna, análisis de movimiento, entre otros. A pesar de que se pueden encontrar diferentes modelos para análisis específicos de ciertas áreas del cuerpo, actualmente no se cuenta con un análisis que abarque los miembros superiores e inferiores en conjunto, de manera que no es posible realizar un estudio de las variables como fuerza, velocidad de los segmentos del cuerpo involucrados en el movimiento, ángulo entre segmentos corporales, entre otros, los cuales pueden afectar el rendimiento de los bailarines. Dicho análisis es importante ya que permite generarles un seguimiento a los bailarines con el fin de observar su progreso, mejorar la técnica y evitar cualquier tipo de lesión. Además, es conveniente recalcar, que el nuevo modelo a utilizar en los bailarines, debe ser confiable con el fin de garantizar la veracidad de los datos obtenidos.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los sistemas ópticos de captura de movimiento proporcionan una base sólida para el análisis biomecánico de la técnica y el entrenamiento del baile. Dichos sistemas utilizan los modelos biomecánicos para captar los marcadores reflectivos sobre el sujeto a estudiar, con el propósito de extraer la información y diagnosticar al sujeto en cuestión. Para llevar a cabo el proceso anterior se debe tener en cuenta que existe una etapa inicial en donde los evaluadores se encargan de posicionar los marcadores en los hitos anatómicos del paciente a tratar; estos marcadores son captados por cámaras infrarrojas las cuales identifican la trayectoria del movimiento.

En el proceso de captura del modelo biomecánico se pueden presentar diversos inconvenientes, ya que se pueden perder de vista algunos marcadores en el movimiento, un fenómeno que se conoce como oclusión, en donde la solución más sencilla es realizar la captura de vídeos desde cámaras ubicadas en diferentes posiciones. No obstante, otros problemas que se tienen al momento de hacer el estudio, según Baker, [11] son el procesamiento de los datos, los errores de los equipos de medición de las medidas antropométricas, y la variabilidad de los evaluadores en la colocación de los marcadores. Este último es el principal contribuidor de la variabilidad que representa el análisis cinemático, ya que consiste en mantener la ubicación correcta de los marcadores durante las pruebas de repetibilidad, lo que requiere el conocimiento y la determinación previa de algunos puntos de reparo anatómico, como por ejemplo las prominencias y los centros de giro de las articulaciones. [4] Normalmente este tipo de problemas surgen con más frecuencia al realizar investigaciones en el campo relacionado al deporte o al baile, ya que en este proceso se generan movimientos más rápidos o repentinos y puede producir pérdida de información en el proceso de obtención de datos.

Actualmente, el laboratorio integrado de análisis de movimiento en el cual se realizarán las capturas para analizar a los bailarines a futuro, no cuenta un modelo biomecánico de cuerpo completo que se ajuste a las necesidades de los bailarines y, al revisar la literatura, se encontró que muchos otros centros de investigación utilizan diversos modelos para el estudio de bailarines, pero de cuerpo completo para análisis cinemático en baile, no han sido publicados en artículos o no se ha encontrado información alguna, más específicamente para analizar los movimientos de bailarines de ballet. Es por ello que es necesario utilizar un modelo que se ajuste a las necesidades o requerimientos de dichos bailarines, para poder así mejorar la técnica, condiciones u otras posibilidades que se pueden conseguir por medio de este tipo de pruebas, garantizando que el modelo que sea aplicado tenga un estudio previo de confiabilidad debido a los errores causados tanto por el bailarín, los evaluadores o factores externos que afectan la captura del movimiento.

¿Cuál es la confiabilidad que presenta el modelo biomecánico de cuerpo completo con modificación en brazos para que pueda ser utilizado posteriormente en análisis cinemáticos del baile?

2. JUSTIFICACIÓN

Tradicionalmente, el análisis de los gestos técnicos característicos de diferentes formas de danza se ha realizado empleando métodos basados en la experiencia personal del profesional de la danza, de acuerdo con una escuela o modelo formativo concreto y apoyándose en la subjetividad de su observación. Especialmente, durante los últimos veinte años, se han incorporado nuevos métodos de análisis, apoyados en disciplinas como la Biomecánica, que complementan la información meramente cualitativa y aportan la objetividad necesaria en la búsqueda de la mejora de la preparación física y técnica de los bailarines para la optimización del rendimiento y la prevención de lesiones en baile. [12]

El estudio de la danza puede ser visto desde diferentes enfoques que van desde el desde el punto de vista de la biomecánica, la enseñanza y la fisioterapia. La biomecánica tiene como objetivos analizar las fuerzas externas e internas (dinámica) que afectan a los bailarines en las diferentes formas de danza, así como sus movimientos y posturas (cinemática). Desde la enseñanza es importante que se estudie todo lo relacionado con la técnica, cómo realizar los movimientos, qué esfuerzos se están haciendo para realizar el paso y cómo mejorarlos. Por otro lado, desde el punto de vista de la fisioterapia lo más importante o lo que busca con el estudio es cómo prevenir lesiones futuras al realizar movimientos repetitivos o bruscos para el cuerpo.

En ballet, una adecuada alineación corporal es la base esencial para desarrollar la técnica. Para el bailarín de ballet esta alineación integra constantemente la cabeza, el torso, los brazos y las piernas en una totalidad coherente, mientras el cuerpo se mueve a través del espacio o mientras se mantiene una posición. Una vez el cuerpo está desalineado, otras partes del mismo realizan compensaciones que causan una mayor desalineación y eventualmente lesiones; todas las articulaciones mayores del cuerpo se pueden ver afectadas; la rotación, por ejemplo, es el sello característico del ballet clásico. [13]

Con el avance de la tecnología y las diferentes necesidades que se presentan día a día, es importante que los laboratorios de biomecánica tengan cada vez más modelos que les permitan analizar una parte o varios segmentos del cuerpo en específico, ajustándose a los requerimientos de los usuarios; para ello el laboratorio debe verificar que cada uno de dichos modelos utilizados sean confiables y presenten información verídica y de calidad para poder determinar con exactitud en dónde o cuál es el problema en cada paciente.

Para analizar la confiabilidad de datos, se debe de tener en cuenta qué tipo de métodos son utilizados para analizarla y cuáles son los aspectos que en estudios anteriores han presentado errores. En la literatura se ha encontrado que el uso de pruebas repetidas es uno de los procesos que más se utilizan para este tipo de análisis, ya que por medio de ellas se logra analizar todas las variables que pueden afectar el resultado [14] [15], además de ello, se destaca que la mayoría de fallas que se presentan en el estudio se encuentran en la velocidad con la que el sujeto realiza el movimiento, el procesamiento de los datos, los errores de los equipos de medición de las medidas antropométricas y la variabilidad de los evaluadores en la colocación de marcadores. [11]

La variabilidad en la colocación de marcadores es causada por el evaluador o asesor, el cual es el mayor contribuyente de la variabilidad en el análisis ya que las medidas tienen una alta dependencia de la subjetividad de las decisiones que tome el asesor para la ubicación de todos los marcadores; las demás variables pueden llegar a ser más fáciles de controlar. [16]

Por lo mencionado anteriormente es necesario buscar un modelo biomecánico multisegmento de cuerpo completo que se ajuste a las necesidades tanto del laboratorio en cuanto a la adecuación del espacio para realizar las capturas y de los bailarines para lograr así realizar análisis para el mejoramiento de la técnica evitando lesiones, determinando la confiabilidad del mismo, por medio de pruebas realizadas en un laboratorio integrado de análisis de movimiento en una institución de educación superior, cuantificando el error que produce el asesor en cada una de las pruebas, comprobando la normalidad de los parámetros medidos.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la confiabilidad del modelo biomecánico multisegmento de cuerpo completo escogido.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar los modelos biomecánicos existentes de cuerpo completo.
- Determinar cuál es el modelo que mejor se ajusta para el estudio.
- Definir los tipos de procedimientos experimentales para cuantificar la confiabilidad.

4. ANTECEDENTES

Durante los últimos 30 años, se han llevado a cabo muchas investigaciones con sujetos normales, que describen el movimiento. Recientemente, el estudio del movimiento humano ha avanzado rápidamente, debido al desarrollo de sistemas de análisis de movimiento tridimensional. Con estos sistemas, el movimiento de cada segmento del cuerpo humano se puede registrar y analizar en los planos sagital, frontal y transversal [17]. El análisis cinemático utilizando estos sistemas ha sido reconocido como una herramienta valiosa en la evaluación de las alteraciones del movimiento y la evaluación objetiva del tratamiento. Sin embargo, la fiabilidad de esta forma del análisis cinemático requiere una mayor investigación.

En la actualidad el análisis cinemático instrumentado es una herramienta cada vez más utilizada. Debido a esto, se ha encontrado la necesidad de realizar estudios de repetibilidad y comparación entre centros especializados para asegurar la confiabilidad de los resultados. [18]

En el año 1990, Kadaba, Ramakrishnan y Wooten, presentaron una evaluación exhaustiva de la repetibilidad intrasujeto de la marcha basada en análisis repetidos utilizando 40 sujetos adultos no afectados. Para cuantificar la repetibilidad, se utilizó el coeficiente de correlación múltiple ajustado como una medida estadística para evaluar la similitud de las formas de onda cinemáticas. Los resultados indicaron que los datos cinemáticos del plano sagital proporcionaron alta repetibilidad intrasujeto tanto en el mismo día de prueba como entre los días de prueba. Por el contrario, los datos de los planos frontal y transversal medidos durante dos días consecutivos, tuvieron una repetibilidad pobre, especialmente para la inclinación pélvica. Esto fue atribuido por los autores como parcialmente debido a un error en la alineación del marcador. Aunque el estudio notó la consistencia de la medición de la marcha en el mismo día de la prueba, se necesitaron más investigaciones para determinar la repetibilidad de la colocación del marcador entre las ocasiones de prueba [19]. Steinwender realizó un estudio similar sobre la repetibilidad intrasujeto utilizando niños no impedidos y espásticos. También sugirieron que los errores debidos a la colocación del marcador contribuyeron a una repetibilidad menor entre días. [20]

En el año 2003, Schwartz, Trost y Wervej, estimaron el error asociado a los datos cuantitativos de la marcha y propusieron un método para incorporar el conocimiento de estos errores en el proceso de interpretación clínica de los resultados de los análisis de marcha. Para desarrollar lo anterior, los autores diseñaron un protocolo para calcular el error inter-sesión, inter e intra asesor. Los resultados de este estudio ayudaron a mejorar la objetividad tanto de los análisis de marcha como de las interpretaciones clínicas de estos [21]. En este mismo año Tsushima, Morris y

McGinley, estudiaron la fiabilidad entre evaluadores y la de test-retest, comparando la confiabilidad de los datos del ángulo articular recopilados por dos evaluadores diferentes, en dos días diferentes, durante 2 sesiones (días) × 2 evaluadores × 5 ensayos, utilizando un diseño de medidas repetidas que constó de dos sesiones de prueba por día, en dos días de prueba por separado. Al no obtener confiabilidad en los datos obtenidos después de las pruebas, se realizaron las siguientes recomendaciones para futuras pruebas: los evaluadores deben ser entrenados en técnicas de palpación para encontrar puntos de referencia óseos con precisión; los puntos de aplicación de marcador deben estar claramente definidos; los puntos de aplicación deben marcarse con un lápiz de piel; el uso del marcador de varilla debe verificarse dos veces para determinar las medidas de inclinación de la pelvis. Una tarea esencial es saber cuánto es tolerable el error en la colocación de los marcadores cuando se utilizan los datos cinemáticos en el análisis del movimiento tridimensional para evaluar los efectos del tratamiento. [22]

En el estudio de revisión sistemática de McGinley del 2009, identificó y evaluó 23 estudios que describen la confiabilidad de los datos cinemáticos de la marcha de la parte inferior del cuerpo mediante sesiones de medidas repetidas. En ésta, recomiendan que, en estudios futuros de este tipo, se utilicen medidas absolutas del error como la desviación estándar y el error estándar. Adicionalmente, propone adoptar un “protocolo de prueba estándar” como la metodología descrita por Schwartz. [11]

En el año 2011, en la ciudad de Medellín; Valencia, publicaron en la revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología el artículo “Reproducibilidad de las variables temporales y cinéticas del análisis computarizado de la marcha en sujetos normales”, en el que mostraron la variabilidad entre pruebas, de las variables y parámetros dentro de los índices GGI (Gillete Gait Index) y GDI (Gait Deviation Index), en pacientes sin deficiencia en la marcha. En este, se encontró que las pruebas realizadas en el laboratorio de marcha instrumentado presentaron buena reproducibilidad y concordancia. [23]

Al medir los cambios en el modo de generar el movimiento a través del tiempo con los equipos utilizados para análisis cinemático, no se puede evitar el reemplazo del marcador. Por lo tanto, es muy importante cuantificar el error de medición causado por la sustitución del marcador. Es difícil separar por completo la variabilidad de las actuaciones y el error de medición en el análisis de la marcha. En consecuencia, el interés de los estudios es la reproducibilidad de los datos cinemáticos de las pruebas repetidas, en sesiones múltiples.

5. MARCO TEÓRICO

5.1 TIPOS DE INSTRUMENTOS PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTO.

El movimiento humano puede ser evaluado de dos maneras: cualitativa y cuantitativamente. Para la primera se hacen exámenes de tipo visual para determinar la calidad del movimiento, desviaciones o asimetrías; en la forma cuantitativa se puede examinar por medio de diferentes tipos de medición como los cronoscopios, la electromiografía, y de ambas maneras para la fotogrametría y cinematografía, entre otros.

5.1.1 Fotogrametría y cinematografía

La fotogrametría y cinematografía es utilizada para poder captar de forma completa la información que el ojo humano no es capaz de retener en su totalidad en el momento de la ejecución de la acción, es por ello que este método es muy utilizado para este tipo de análisis. Dentro de los instrumentos utilizados para la fotogrametría se encuentran los instrumentos de medición optoelectrónicos. Las técnicas de rastreo óptico hacen uso de múltiples sensores de imágenes bidimensionales (cámaras) para estimar la posición de una persona, herramienta u objeto. Usualmente, para llevar a cabo el rastreo del movimiento de un cuerpo, se hace uso de patrones o marcas reflectivas (marcadores), los cuales se adhieren al cuerpo para facilitar mediante el contraste, la identificación de los puntos anatómicos que el sistema necesita visualizar para que posteriormente se pueda hacer una reconstrucción tridimensional del movimiento desarrollado [24]. Éste es un método muy utilizado para la adquisición de datos ya que muestra de forma cualitativa y cuantitativa los datos captados. Aunque es uno de los métodos más completos puede presentar errores en la adquisición de datos por fallas en el posicionamiento de los marcadores, calibración o ruido.

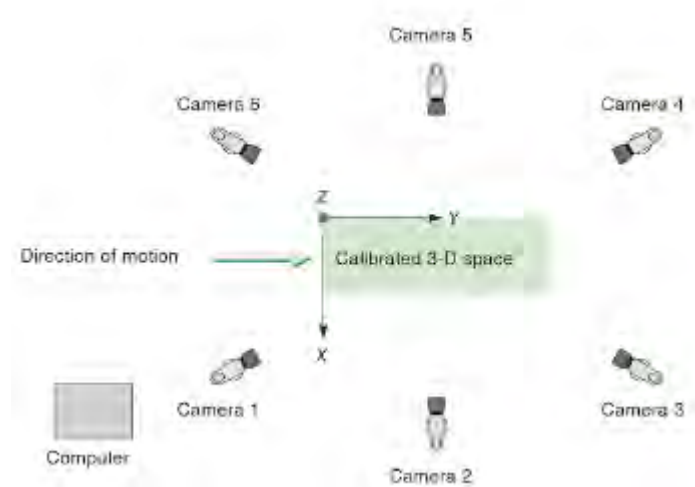


Fig. 1. Arreglo de cámaras en un análisis de marcha 3D. [25]

5.2 CÁMARAS OQUS 500 PARA CAPTURA 3D

Este tipo de cámaras tienen la ventaja de tener video de alta velocidad, se puede calibrar con el resto del sistema, tiene fotograma completo, resolución completa y superposición de video en color en tiempo real. Estas cámaras son adecuadas para todas las aplicaciones posibles, tanto para interiores como en exteriores, además están diseñadas para capturar datos precisos de movimiento (*Motion Capture* (mocap)) con una latencia muy baja y funcionan con marcadores tanto pasivos como activos. La característica principal de estas cámaras es la capacidad de calcular las posiciones de los arcadores con una precisión y velocidad acertada y cientos de marcadores se pueden medir a miles de fotogramas por segundo. [26]

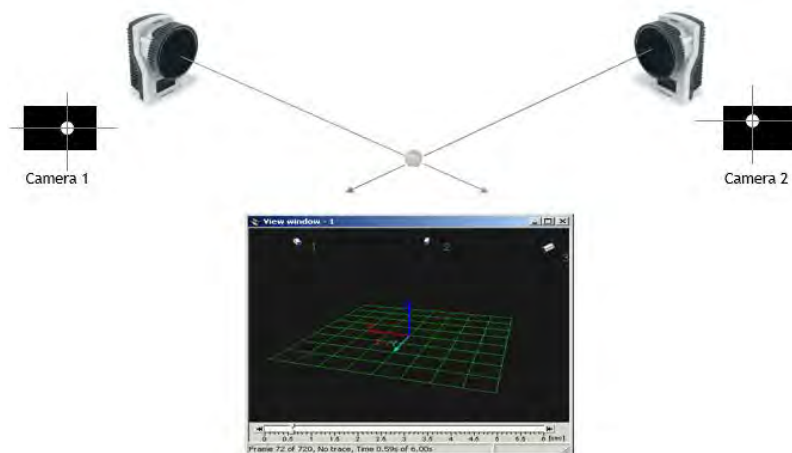


Fig. 2. Detección de marcadores de las cámaras QUS 500 en 2D y 3D. [26]

5.3 MODELO BIOMECÁNICO

El cuerpo humano se puede representar como un sistema mecánico compuesto por elementos con masas concentradas o distribuidas continuamente denominadas segmentos rígidos, es decir, segmentos a los cuales aun cuando se le aplican fuerzas externas, sus dimensiones no varían [27]. Estos sistemas, denominados modelos biomecánicos entregan información a partir de la cual se pueden calcular registros de posición (ubicación del centro de masas global–específico o ubicación de un segmento determinado), registros espaciotemporales (duraciones, distancias, velocidades, o aceleraciones) y registros de ángulos (inclinaciones corporales o rangos de movimiento de las articulaciones) mediante el procesamiento de las coordenadas obtenidas por medio de la fotogrametría tridimensional (3D). [28]

5.4 MARCADORES REFLECTIVOS

Los marcadores reflectivos son elementos pasivos y circulares recubiertos con un material retrorreflectante para reflejar la luz que se genera cerca de la lente de la cámara. Éstos son utilizados para delimitar un punto anatómico del cuerpo y a su vez un punto en el espacio que define el sistema de captura.

5.4.1 Posicionamiento de los marcadores

El buen posicionamiento de los marcadores es una característica imprescindible en el estudio, ya que por medio de ellos se permite definir la orientación de los

segmentos y por consiguiente crear el modelo biomecánico del cuerpo. Para la determinación de la ubicación de un segmento son necesarios, como mínimo dos puntos que definan el vector de posición de su eje longitudinal, los cuales, corresponden a los extremos de su eje longitudinal.

La localización de estos lugares puede determinarse a partir de puntos anatómicamente conocidos ya sean de tipo interno (centros de rotación articular o puntos topológicos óseos) o superficiales (protuberancias). [29]

TABLA I.

Nombres y ubicación anatómica de los marcadores utilizados en el estudio.

NOMBRE	UBICACIÓN ANATÓMICA
CV7	Proceso espinoso de la séptima vértebra cervical
TV2	Segunda vértebra torácica
TV7	Punto medio entre los ángulo inferiores de los puntos más caudales de las dos escápulas
LV1	Primera vértebra lumbar
LV3	Tercera vértebra lumbar
LV5	Quinta vértebra lumbar
LIPS/ RIPS	Espina iliaca superior posterior
SJN	Punto más profundo de incisura yugularis
SXS	Proceso del xifoides (punto más caudal del esternón)
RCAJ/ LCAJ	Acromion
RLAT/ LLAT	Articulación lateral del codo
RMED/LMED	Articulación medial del codo
RRAD/LRAD	Radio
RULN/LULN	Ulna

Tabla I. (Continuación)

RIAS/ LIAS	Espina iliaca superior anterior
RFTC/ LFTC	Mayor prominencia lateral del trocánter mayor
RFLE/ LFLE	Prominencia más lateral del epicondilo femoral lateral
RFME/ LFME	Mayor prominencia medial del epicondilo femoral medial
RFAX/ LFAX	Punta proximal de la cabeza del peroné
RTTC/ LTTC	Borde más anterior de la tuberosidad tibial
RFCC/ LFCC	Aspecto de la inserción del tendón de Aquiles en el calcáneo
RFAL/ LFAL	Prominencia lateral del maléolo lateral
RTAM/ LTAM	Mayor prominencia medial del maléolo medial
RFM1/ LFM1	Margen dorsal de la primera cabeza del metatarsiano
RFM2/ LFM2	Aspecto dorsal de la segunda cabeza del metatarsiano
RFM5/ LFM5	Margen dorsal de la quinta cabeza del metatarsiano

5.5 SOFTWARES

5.5.1 Qualisys Track Manager (QTM)

Este software es utilizado para la captura de movimiento el cual facilita y agiliza la recopilación de datos del sistema de captura de movimiento, ya que puede hacer el seguimiento en tiempo real o en post-procesamiento y tiene un rastreador escalable que funciona con cualquier cantidad de cámaras, admitiendo también la combinación de diferentes tipos de cámaras OQUS dentro del mismo sistema. Además de captura de movimiento, tiene un servidor de tiempo real incorporado que se puede usar para transmitir datos de movimiento en 2D, 3D y 6DOF para la integración de otras aplicaciones como Visual3D, MATLAB, LabVIEW, entre otras. [26]

5.5.2 Visual 3D

Este software proporciona cálculos cinemáticos y de cinética (dinámica inversa) para el análisis biomecánico de datos de captura de movimiento en 3D, el cual permite la medición de los ángulos de las articulaciones, los momentos, centros de presión, centros de masa, entre otros, también automatiza el procesamiento de los datos, personalizan los análisis y permite visualizar el movimiento de los segmentos para facilitar el estudio de los datos obtenidos. [30]

5.6 CONFIABILIDAD

La confiabilidad es la capacidad de un ítem de desempeñar una función requerida, en condiciones establecidas, durante un periodo de tiempo determinado. El ítem se puede referir a una máquina, instrumento, fábrica, sistema o inclusive una persona. [31]

5.6.1 Confiabilidad de reaplicación de pruebas

Consiste en administrar dos veces una misma prueba a un mismo grupo de sujetos en un intervalo relativamente corto de tiempo (no más de tres meses entre una y otra medición). Estas dos distribuciones de puntajes se correlacionan y el coeficiente obtenido representa una estimación de la confiabilidad del instrumento. [32]

5.7 MEDIA ARITMÉTICA

La media aritmética, denominada también como media, se define como la medida de tendencia central que se utiliza con mayor frecuencia. Para poder calcularla es necesario tener un conjunto de datos para poder sumarlos y dividirlos entre el total de elementos involucrados. [33]

Las medidas de tendencia central son medidas estadísticas que pretenden resumir a un conjunto de valores en un solo valor, estas representan un centro en torno al cual se encuentra ubicado el conjunto de los datos. [34]

Ecuación 1. Fórmula para el cálculo de la media.

$$\bar{Y} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i}{n}$$

5.8 DESVIACIÓN ESTÁNDAR

La desviación estándar es la medida de dispersión más común la cual indica qué tan dispersos están los datos con respecto a la media. A mayor desviación estándar, mayor dispersión de datos. Esta desviación se puede utilizar para establecer un valor de referencia para estimar la variación general de un proceso. [35]

Ecuación 2. Fórmula para el cálculo de la desviación estándar.

$$S = \sqrt{\frac{\sum_i (X_i - \bar{X})^2}{n}}$$

5.9 MÉTODO PARA EL ANÁLISIS DE CONFIABILIDAD

Existen diversos métodos para analizar los índices de confiabilidad, entre ellos se encuentra el Coeficiente de Correlación Intra-clase (ICC), el cual es utilizado cuando se realizan mediciones cuantitativas en unidades que están organizadas en grupos, por lo que permite describir cómo los resultados, unidades u objetos de estudio se parecen entre sí [36]. El Coeficiente de Determinación Múltiple (CMD) también es usado para análisis de confiabilidad, en donde se aplica en situaciones donde una variable ha sido aislada para examinar su relación con respecto al conjunto de otras variables [37]. Por otra parte, el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC) está fuertemente relacionado con el rango de movimiento ya que esta correlación lo que realiza es una medida de similitud entre formas de onda, método muy utilizado en análisis tridimensional de marcha [38]. Por último el Error Estándar de la Medición (SEM) está definido como la desviación estándar de una serie de mediciones realizadas en una misma persona, también conocido como desviación estándar dentro del sujeto [39]. Esta desviación posibilita la observación de las diferencias o variabilidad que existe entre pruebas, permitiendo así verificar qué tan confiable es una muestra de otra.

Considerando los análisis de R. Baker y lo encontrado en la literatura, el método SEM es el más apropiado para informar la repetibilidad de las mediciones clínicas, por consecuencia fue el seleccionado para este estudio, ya que proporciona una indicación directa de la incertidumbre de medición en las unidades en las que se realizó una medición original, además de ello muestra toda la relación de una forma de variabilidad con respecto a otra [40] y se obtiene de la siguiente manera:

Ecuación 3. Fórmula para calcular el SEM.

$$\sqrt{\frac{\Sigma(\text{Desviación estándar})^2}{\text{Grados de libertad}}}$$

5.10 ANÁLISIS DE VARIANZA DE UN FACTOR

Como se mencionó anteriormente, el análisis de varianza de un factor o ANOVA sirve para comparar varios grupos en una variable cuantitativa, lo cual es aplicada para contrastar la igualdad de medias de tres o más poblaciones independientes permitiendo obtener el resultado sobre esa comparación [41]. A la variable categórica que define los grupos que deseamos comparar se llama variable independiente o factor, la variable cuantitativa en la que se desea comparar los grupos se llama variable dependiente.

Para poder analizar y concluir sobre los resultados de ANOVA es indispensable definir dos hipótesis, hipótesis nula e hipótesis alterna. En la hipótesis nula se define que las medias de la variable dependiente en cada nivel de la variable independiente son iguales, en contraste de la alterna, en donde se especifica que al menos una de las medias de la variable dependiente en cada nivel de la variable independiente no es igual.

Al obtener la tabla de resumen del procedimiento ANOVA de un factor, es importante entender los valores del *coeficiente F* y el *valor crítico de F*, ya que estos valores son los que me permiten concluir sobre qué tantas variaciones tuvieron los datos de la prueba.

- El coeficiente *F* refleja el grado de parecido existente entre las medidas que se están comparando. El numerador del estadístico *F* es una estimación de la varianza poblacional basada en la variabilidad existente entre las medidas de cada grupo:

Ecuación 4. Fórmula para definir el numerador del estadístico F .

$$\hat{\sigma}_1^2 = n \hat{\sigma}_{\bar{y}}^2$$

Donde σ_1^2 , equivale a la estimación

El denominador del estadístico F es también una estimación de la varianza poblacional, pero basada en la variabilidad existente dentro de cada grupo:

Ecuación 5. Fórmula para definir el denominador del estadístico F .

$$\hat{\sigma}_2^2 = \bar{S}_j^2$$

Donde σ_2^2 , equivale a la variación de la estimación y j se refiere a los distintos grupos de niveles del factor.

Si las medidas poblacionales son iguales, las medias muestrales serán parecidas y el coeficiente F tomará un valor próximo a 1. Si las medidas son distintas, el coeficiente F tomará un valor superior que 1. Entre más diferentes sean las medidas, mayor será el valor de F . [42]

- El valor crítico de F es un punto en la distribución del estadístico de prueba bajo la hipótesis nula que define un conjunto de valores que apoyan el rechazo de la hipótesis nula. Este conjunto se denomina región crítica o de rechazo. [43]

6. METODOLOGÍA

6.1 CONSENTIMIENTO INFORMADO

Teniendo como bases las orientaciones que brinda el proyecto y los lineamientos generales de la investigación, se optó por implementar una estrategia de aprobación y consentimiento informado en el cual el sujeto de estudio tiene el completo conocimiento de los procesos, actividades, uso, manejo y protección de la información administrada, los posibles riesgos de la prueba, y la capacidad de detener y retirarse del estudio en cualquier momento, por medio de lo planteado en la Resolución N°8430 de 1993 (ver Anexo A); por lo cual se hizo entrega del documento al bailarín en donde acepta y firma, teniendo en cuenta de que puede retirar su consentimiento y dejar de participar en el estudio en cualquier momento.

Se debe de tener en cuenta que, de la única manera que se tendrá registro del bailarín, regido por el artículo 8 de la Resolución N°8430 de 1993, es en la base de datos donde se requiere justificar y comprobar la veracidad del estudio, ya que, en cuanto a la privacidad, esta investigación la protegerá y no se requerirá revelar su identidad bajo ninguna circunstancia. Además de ello, en cuanto a la clasificación de riesgos según el artículo 11 de la Resolución N°8430 de 1993, ésta corresponderá a una investigación de bajo riesgo ya que implica materiales y elementos que no son invasivos o nocivos y el voluntario realizará un movimiento conocido durante un determinado tiempo con periodos de descanso. Si por algún motivo el bailarín llegase a sufrir alguna lesión o riesgo, se suspenderá la investigación inmediatamente y la institución que respalda la investigación, brindará atención médica para atender el daño causado al voluntario. [44]

6.2 TIPO DE ESTUDIO

El diseño de este estudio fue observacional de tipo transversal exploratorio ya que se examinó a un grupo de bailarines para poder realizar la medición de una variable específica y concluir por medio de análisis estadísticos. Además de ello hubo poco tiempo de ejecución del estudio puesto que no se hizo seguimiento de los individuos a analizar.

6.3 BÚSQUEDA DE MODELOS EXISTENTES

Para poder cumplir con las necesidades de los bailarines se precisó que era necesario un modelo que integrara tanto, extremidades superiores: brazos y tronco, como extremidades inferiores, por lo cual fue importante iniciar el proceso de búsqueda en el laboratorio integrado de análisis de movimiento en el cual se iban a realizar las capturas y análisis de bailarines. Se encontró que el laboratorio no contaba con un modelo de cuerpo completo que incorporara las extremidades superiores e inferiores y se pudiera utilizar para análisis cinemático en baile, por lo cual se decidió realizar una búsqueda literaria para verificar qué modelos existentes cumplían con lo estipulado.

En la búsqueda de la información se pudieron encontrar artículos sobre modelos de la columna vertebral utilizados comúnmente para relacionar el entrenamiento en danza con el dolor de espalda baja [45], además de ello, se identificaron estudios en donde se hicieron comparaciones entre bailarines de ballet y no bailarines para encontrar diferencias en la biomecánica de miembros inferiores durante las tareas de aterrizaje funcional por medio de modelos de miembros inferiores, desarrollado por la universidad de Australia Occidental [46]. También, modelos para análisis de marcha usados para identificar deficiencias en la forma en la que caminan los bailarines observando toda la trayectoria del movimiento [47], pero modelos utilizados anteriormente para análisis cinemático en baile de cuerpo completo, no fueron hallados; por lo cual el autor decide modificar el modelo que más se ajustaba a los estándares y lineamientos de la sociedad internacional de biomecánica (ISB) y a las necesidades de los bailarines, para continuar con el proceso.

Por lo anterior fue imprescindible realizarle un estudio de confiabilidad al modelo escogido para obtener resultados verídicos de futuras pruebas. El estudio consistió en realizar pruebas repetidas de un paso específico a tres bailarines, con el fin de analizar una variable que puede verse afectada por los errores más frecuentes evidenciados en las capturas y verificar qué tan confiable es el modelo aplicado.

6.4 SELECCIÓN Y DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES

Para el estudio de la confiabilidad de datos del modelo biomecánico multisegmento, se escogió una muestra de tres bailarines, estos bailarines fueron invitados por conveniencia por medio de una carta enviada al instituto Colombiano de ballet clásico Incolballet en donde se especificó que se necesitaban bailarines de sexo femenino y masculino para la prueba en donde era importante que no presentaran lesiones en el momento de hacer las tomas y gozaran de buena salud al participar en el estudio, además de ello se eligieron dos evaluadores con el propósito de ubicar

los marcadores en los puntos especificados por el modelo. Se tuvo en cuenta que cada evaluador debía tener conocimiento alguno sobre los hitos anatómicos en general. Todos los participantes firmaron un formulario de consentimiento antes de la recopilación de datos en donde se aclara que se podían retirar del estudio en cualquier momento.

6.5 PROCESO Y ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

Antes de iniciar las capturas, se realizó el procedimiento de calibración de las cámaras, este proceso fue un paso necesario y muy importante, ya que por medio de la exactitud de la misma es que se determina la precisión de las medidas que se van a obtener; por ello es indispensable garantizar que la calibración de las cámaras obtenga los parámetros lo más parecido a lo estipulado por el manual de uso, el cual determina que el valor aproximado para una buena calibración debe de ser de 1000 frames, como se puede observar en la Fig. 3 [48]. Como parte de la calibración fue necesario utilizar dos objetos, el primero fue la vara de calibración empleada para verificar que las cámaras que se van a utilizar para la captura sean capaces de percibir los marcadores que se encuentran ubicados en el espacio, el segundo objeto es un bastidor de fibra de carbono en forma de L, el cual fue ubicado en el suelo para generar un punto de origen (0,0,0) y referenciar el sistema en el área. Estos dispositivos permitieron calibrar las cámaras OQUS por medio del software QTM.

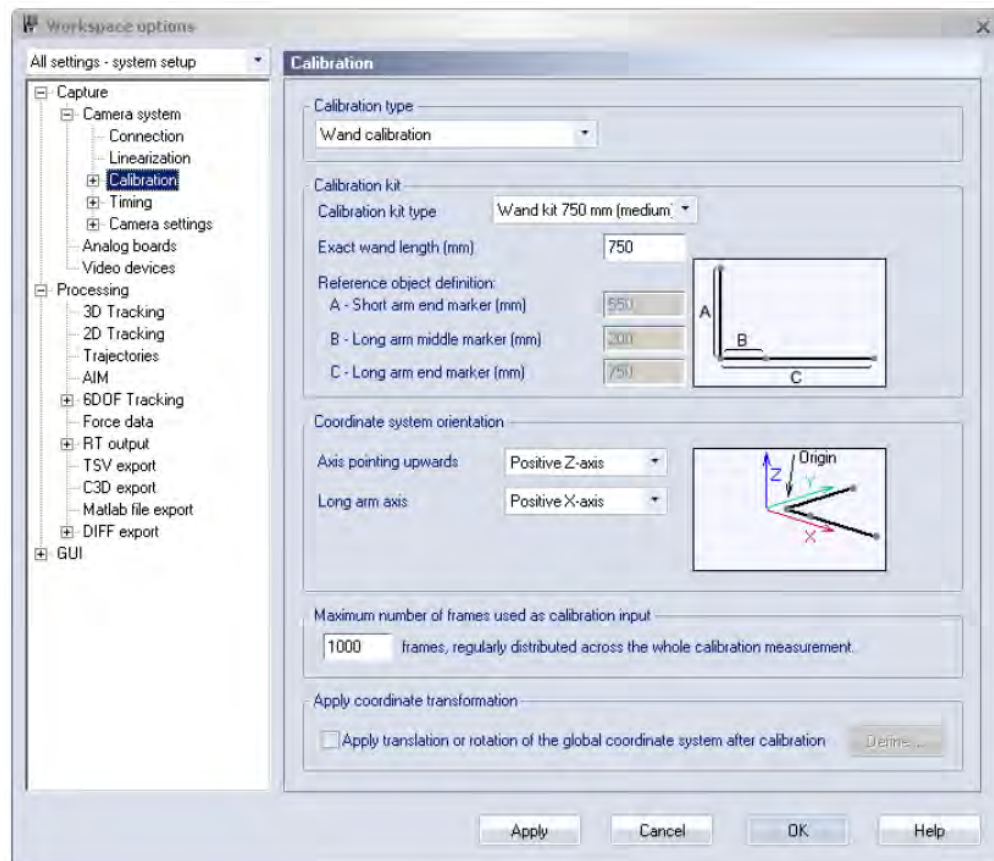


Fig. 3. Configuración del sistema para la calibración. [49]

Para lograr captar a los sujetos se utilizó cinta bi-adhesiva para adherir un total de 44 marcadores esféricos pasivos de 12.7 mm de diámetro cada uno, utilizados en el proceso de calibración, registro dinámico y estático, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Estas frecuencias varían dependiendo de la actividad que se pretende analizar ya que es necesaria para analizar una ejecución a diferentes velocidades y varía en función de movimientos lentos, actividades moderadas, o movimientos rápidos y con qué frecuencia se quiere capturar datos en el transcurso de la ejecución. [28]

Antes de iniciar con las tomas se tuvo en cuenta que la metodología para realizar las pruebas de repetibilidad se basó en un estudio en donde se implementó un sistema de pruebas repetidas para evidenciar los errores presentados en este tipo de capturas realizado por Roy Wervey, Michael Schwartz y Joyce Trost [21]. Los datos tridimensionales fueron adquiridos de tres bailarines. La primera bailarina fue una joven de 19 años, 163 cm de estatura y 50 kg de masa corporal. El segundo bailarín fue un hombre de 30 años, 186 cm de estatura y 75 kg de masa corporal,

por último, el tercer bailarín fue un joven de 17 años, 171 cm de estatura y 64 kg de masa corporal.

Cada sujeto fue sometido a 2 días de pruebas repetidas, los cuales se dividieron en: 1 día para realizar 3 sesiones consistiendo cada sesión en 6 ensayos [Fig.4], de los cuales 3 de ellas se realizaron a un tempo de 2/4 y los otros 3 a un tempo de 4/4, dicho tempo es el tiempo que se demora el bailarín al realizar una ejecución, con un movimiento llamado *Gran Rond de Jambe*, el cual se basa en elevar la pierna y realizar un gran tiro circular de 90° hacia adentro y hacia afuera, movimiento muy utilizado en ballet. Dichas pruebas estuvieron a cargo de dos evaluadores: un ingeniero biomédico (evaluador 1) y una ingeniera biomédica (evaluador 2). La finalidad de realizar los ensayos a dos tiempos diferentes es la de analizar si se generan variaciones en las tomas al cambiar el tempo de ejecución del movimiento. Es importante tener en cuenta que por cada prueba se encargaba solo un evaluador de adherir los marcadores reflectivos al cuerpo del sujeto, siguiendo el modelo de cuerpo completo escogido.

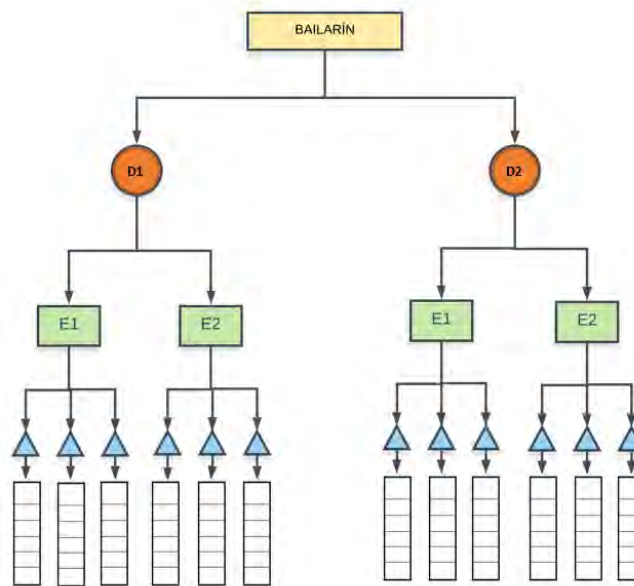


Fig. 4. Diseño experimental con estructura factorial.

El proceso para iniciar las capturas consistió en ubicar al bailarín en una posición donde pudiera ser el centro de captura de todas las cámaras, para que los marcadores fueran detectados por cada una de ellas y realizar una toma estática. Posteriormente el bailarín se ubicó en una posición de bipedestación con brazos abiertos durante 3 segundos como se puede observar en la Fig. 5, todo ello con el fin de crear un modelo propio para cada paciente.

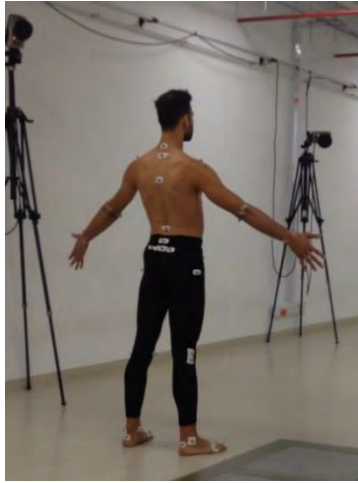


Fig. 5. Posición estática del bailarín.

Al terminar, se realizaron las capturas dinámicas, este proceso se realizó exactamente igual con el segundo evaluador; seis repeticiones a dos tempos diferentes, con el mismo movimiento por parte del bailarín. Los registros obtenidos en cada sesión fueron revisados teniendo en cuenta de que cada toma estuviese completa en cuanto a la trayectoria del movimiento, calidad de la toma y no presentara ruido. Las pruebas tomadas fueron procesadas en dos software, Qualisys Track Manager (QTM) y Visual 3D.

QTM fue el primer software a utilizar ya que fue empleado para la calibración de las cámaras, captura de movimiento en 2D y en 3D, y permitió confirmar de forma instantánea la adquisición de la información, ya que muestra los datos obtenidos en tiempo real, lo que agilizó el proceso de captura. Además de ello fue muy utilizado para identificar cada una de las referencias anatómicas del cuerpo y posteriormente generar el nombramiento de los marcadores [Fig.6].

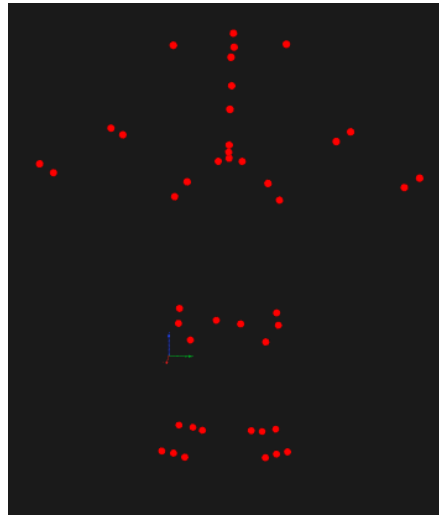


Fig. 6. Marcadores representados en el Software Qualisys Track Manager.

En el segundo Software se creó un modelo de segmentos rígidos a partir de los registros tomados y editados por QTM. A continuación se muestra desde la Fig.7 hasta la Fig. 10, el paso a paso para la obtención del modelo que respecta a cada bailarín.

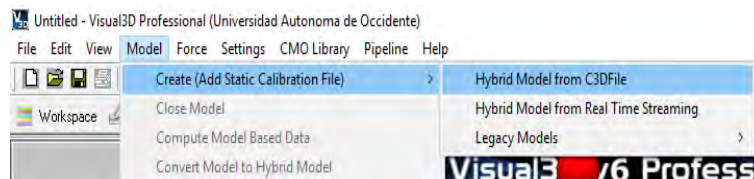


Fig. 7. Selección del modelo estático.

Para empezar, como se puede observar en la Fig.7, se seleccionó la captura estática de cada prueba, el visor 3D mostró el valor promedio de las ubicaciones de los marcadores desde el archivo permanente, por lo cual Visual3D cambió automáticamente a modo de construcción de modelos.

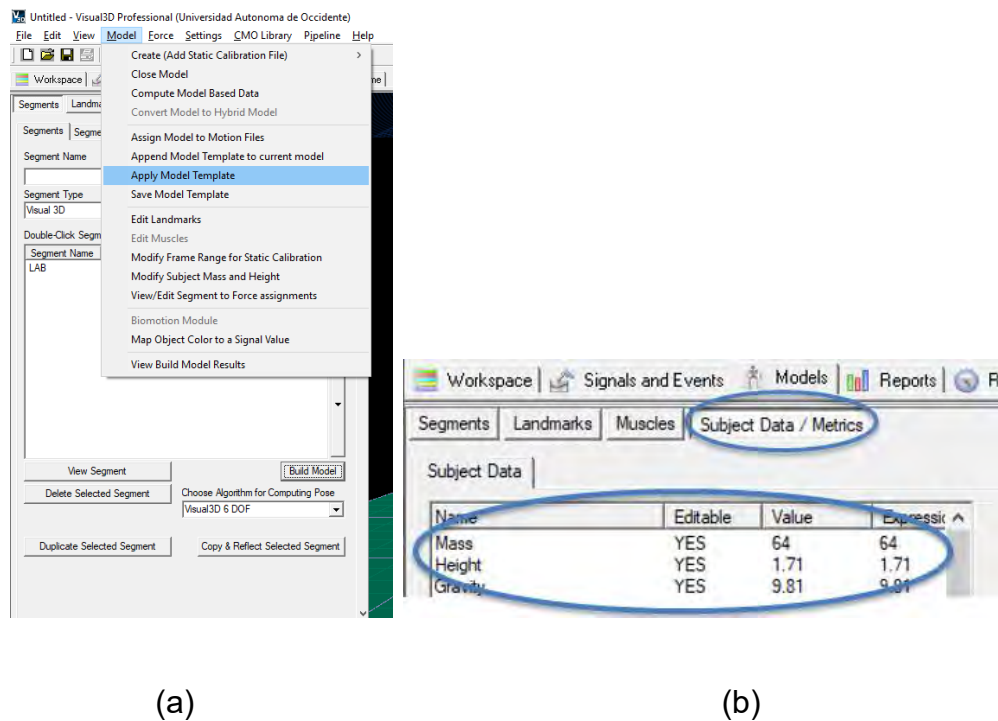


Fig. 8. Selección de la plantilla (a), Selección de medidas y peso (b).

Al terminar el paso anterior se seleccionó una plantilla creada previamente a partir del modelo biomecánico escogido [Fig.8 (a)]. Y posteriormente en la Fig.8 (b) se ingresaron los valores de la altura y el peso del bailarín. Es importante recalcar que este paso fue muy importante ya que cada modelo fue creado para que corresponda a cada bailarín y estas medidas hicieron parte de lo que definió dicho modelo.

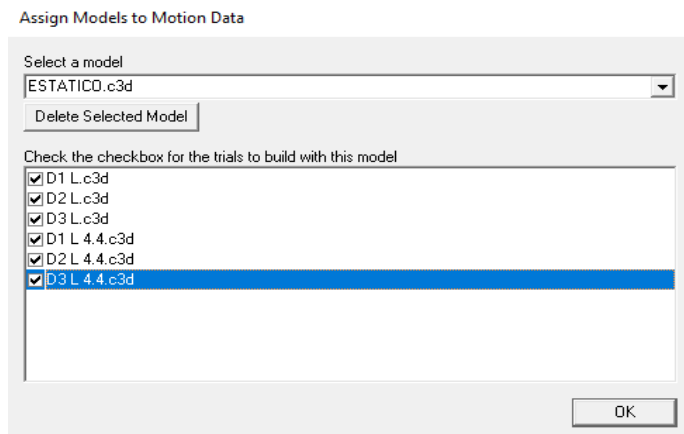


Fig. 9. Selección de los archivos de movimiento.

Posteriormente la plantilla del modelo se aplicó a la prueba estática permanente y se seleccionaron todos los archivos de movimiento pertenecientes a esa prueba. Cuando los archivos de movimiento se asignan a un modelo, la postura (posición y orientación) de cada segmento y puntos de referencia en el modelo se computan para el archivo de movimiento. [Fig.9]



Fig. 10. Archivos dinámicos cargados a Visual 3D.

Al terminar el proceso anterior, fue posible observar en visual cada uno de los ensayos dinámicos con su determinado modelo de segmentos rígidos como se puede visualizar en la Fig.10. Cuando se cargan las capturas dinámicas es importante revisarlas para verificar que no existieron errores al cargar los datos o no hubo inconvenientes al nombrar los marcadores en el primer software utilizado, QTM.

Al completar con la edición, construcción y verificación del modelo, se identificó la variable cinemática a analizar, velocidad del segmento del brazo. Esta variable fue escogida en brazos porque para un bailarín, además de ser elementos estéticos, los brazos representan un equilibrio y la velocidad con la que ejecutan un movimiento es imprescindible para realizar el baile a un ritmo determinado, es por ello que el análisis fue dividido en dos tiempos: 2/4 y 4/4. Ahora bien, la información del punto de la velocidad del segmento que visual presentó en las gráficas, mostró un patrón similar en la velocidad máxima del segmento el cual fue obtenido al momento en el que cada uno de los modelos dinámicos elevaba los brazos, es por esta otra razón, la cual dicha variable fue escogida para este estudio, a comparación de otras variables como ángulo entre segmentos o aceleración angular. En este caso, para identificar el mayor ángulo generado entre el segmento del tórax y el brazo, se debía tener en cuenta la inclinación del cuerpo, ya que al momento de girar o ladearlo, el ángulo cambiaba por variables externas afectando el valor alcanzado, lo que provocaba algo de subjetividad en la obtención de la información. Cabe aclarar que la velocidad máxima que alcanzaba el bailarín al momento de la elevación de los brazos, fue la utilizada y con ese dato de repetibilidad, es que se trabajó para estudiar la confiabilidad del modelo.

Teniendo claro la variable a estudiar, se continuó con la creación de datos basados en el modelo como se puede observar en la Fig.11, en donde se definió la velocidad del segmento del brazo como el dato a utilizar basado en el modelo para extraer la información que se necesitaba. Luego se nombró el segmento sobre el cual se iba a trabajar, es decir el brazo derecho o izquierdo (dependiendo de lo que se iba a utilizar para trabajar), y por último se seleccionó el segmento de referencia y el sistema de coordenadas; los dos últimos se trabajaron con respecto a la superficie del laboratorio.

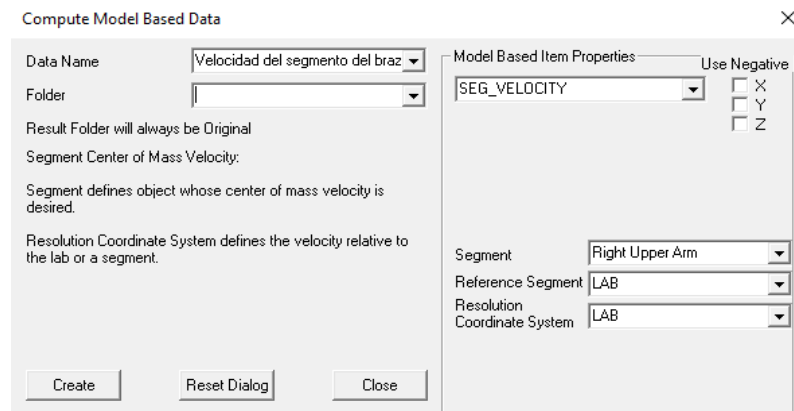


Fig. 11. Creación de datos basados en el modelo.

En el momento en el que se generó la información, se evidenció que las gráficas tenían mucho ruido y se procedió a aplicarle un filtro con una frecuencia de corte de 10 Hz [Fig.12], dicha información fue obtenida de un estudio realizado a bailarines de ballet para encontrar diferencias entre miembros inferiores al momento de aterrizar, entre bailarines y no bailarines. [46]

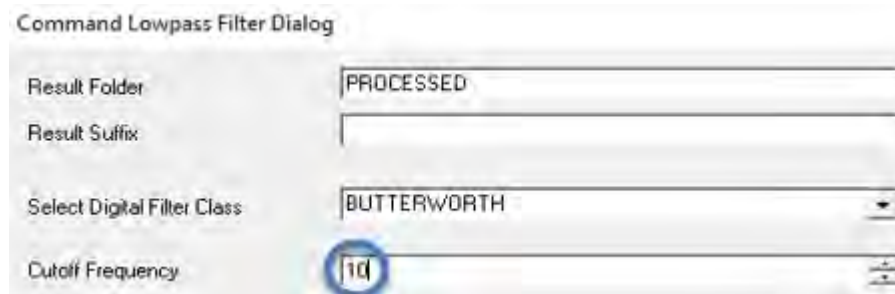


Fig. 12. Filtro aplicado a las gráficas de velocidad máxima del segmento del brazo.

Para terminar con el proceso, se desplegó una carpeta generada por visual llamada LINK_MODEL_BASED, luego se abrió la carpeta llamada ORIGINAL y se verificó que estuvieran creados los datos basados en el modelo. Lo que mostraban estos datos eran la velocidad generada durante todo el movimiento en valores numéricos [Fig. 13 (a)], y una gráfica que permite visualizar cuales fueron los picos máximos o mínimos de la velocidad del segmento del brazo. [Fig.13 (b)]

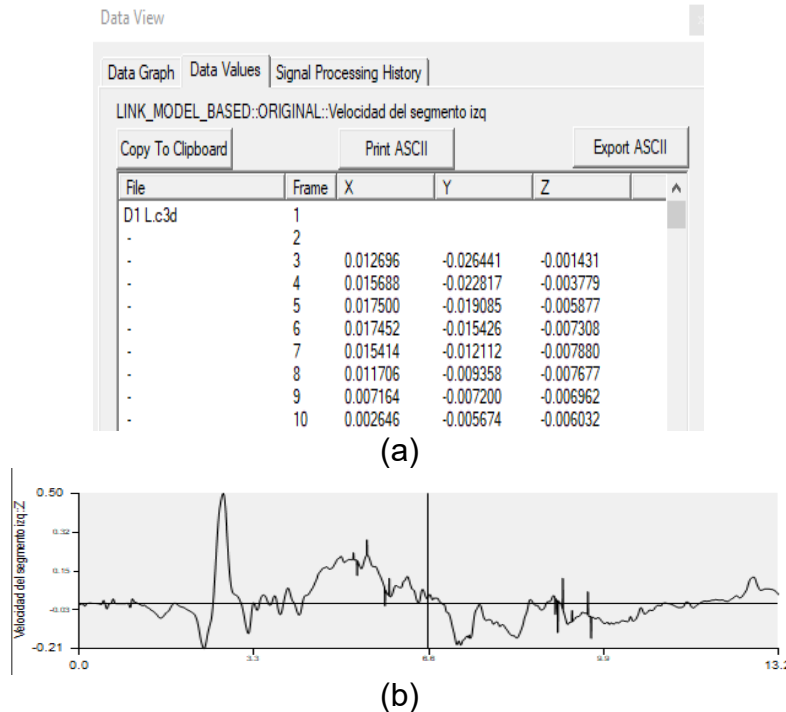


Fig. 13. Información generada de la velocidad del segmento del brazo en valores numéricos (a). Gráfica de la velocidad del segmento del brazo (b).

Al finalizar todo el proceso anterior, fue posible seguir con el análisis estadístico de la información obtenida de las gráficas, contando con que el biomecánico estuviera adecuadamente desarrollado en Visual3D como se puede observar en la Fig.14.

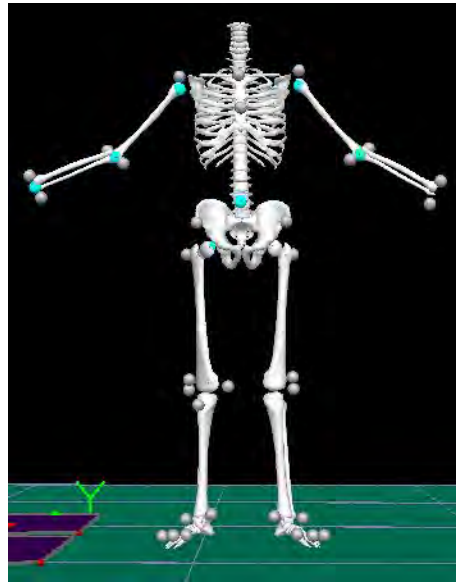


Fig. 14. Modelo biomecánico de cuerpo completo con modificación en brazos realizado con el software Visual3D.

6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para analizar los resultados entregados por Visual 3D, fue necesario comprender cada una de las variables que componen el análisis de movimiento, las cuales fueron: la media, que es utilizada para la distribución normal con un máximo de 50 datos, y la desviación estándar. Con esta información en conjunto, se pudo encontrar el error estándar de la medición y, teniendo en cuenta la cantidad de pruebas usadas en el tratamiento, finalmente se utilizó la ANOVA para concluir con el estudio. La TABLA II de resumen del procedimiento realizado en Excel, indicó los valores entre grupos y dentro de los grupos, lo que permitió analizar cuánta variabilidad existía en cada uno de ellos, teniendo en cuenta que el estudio fue de tipo descriptivo. Este tipo de estudios descriptivos lo que hacen es detallar y resumir las observaciones obtenidas sobre un fenómeno, suceso o hecho para dar respuesta a una necesidad específica. [50]

TABLA II.

Tabla de resumen del procedimiento de análisis de varianza realizada en Excel.

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos						
Dentro de los grupos						
Total						

En la Fig.15 se observa la gráfica obtenida por medio de los datos de la velocidad máxima del segmento del brazo, en la que se puede evidenciar que cada color: rojo, amarillo y verde pertenece a una prueba distinta; en la cual (a) muestra en la parte inferior, los datos de cada una de las pruebas. En (b) se puede observar la media obtenida de los datos de los ensayos de dicha prueba, en (c) se pueden ver cada uno de los valores independientes obtenidos en los ensayos. Por otro lado SD es el valor de la desviación estándar que tienen los datos, y el SEM en la parte inferior, es el error estándar de la medición obtenido entre las tres pruebas mostradas en la gráfica.

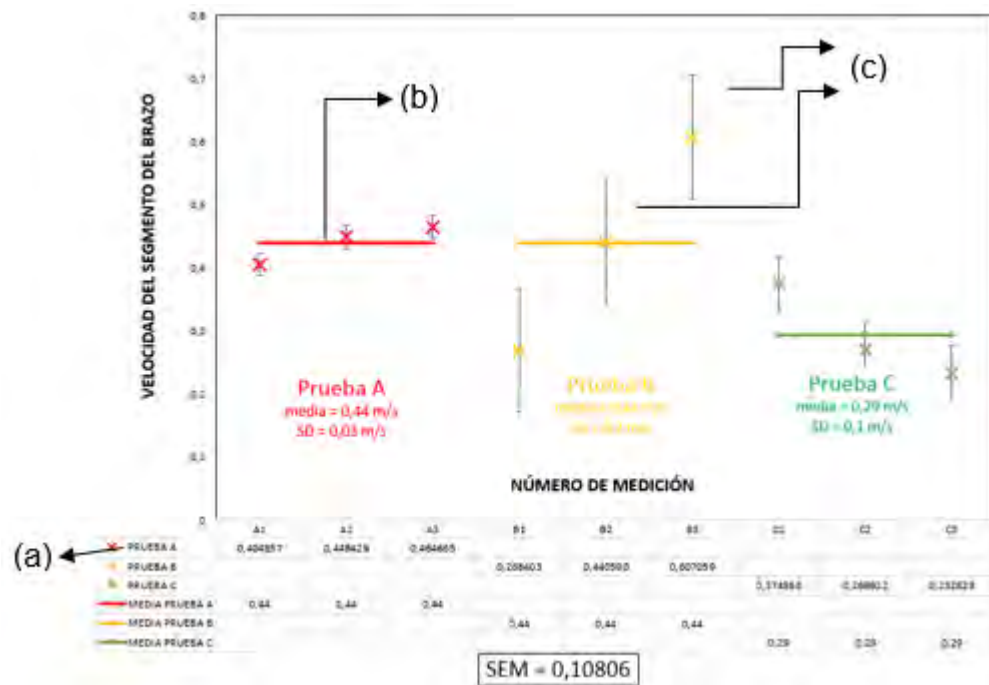


Fig. 15. Gráfica con los datos de cada prueba, con su respectiva media, desviación estándar y SEM.

7. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para cumplir con el primer objetivo, se realizó una búsqueda para saber si se encontraban modelos biomecánicos de cuerpo completo dentro del laboratorio integrado para análisis de movimiento, que iba a ser utilizado para estudiar a los futuros bailarines, en donde se hallaron que los modelos existentes que se utilizaban en el momento para realizar análisis de movimiento en general eran: Helen Hayes para análisis de marcha, IOR Trunk, y dos modelos biomecánicos de cuerpo completo: el modelo convencional de marcha y el modelo de cuerpo completo de marcha IOR de Rizzoli, compuesto del modelo de IOR Trunk y IOR Foot; los dos últimos modelos carecían de set de marcadores en brazos, por lo que no incorporaba el tren superior de forma completa, por ello se decidió a realizar una exhaustiva búsqueda y análisis bibliográfico de modelos biomecánicos existentes de cuerpo completo para poder determinar cuál era el modelo que mejor se ajustaba para el estudio. La búsqueda arrojó varios artículos en donde se encontró que se utilizan modelos que emplean diversas conformaciones de marcadores dependiendo de la zona del cuerpo que se está manejando.

Se halló que el modelo de marcha tiene muchas variaciones, por lo tanto se pueden diferenciar con nombres tales como: Helen Hayes, Vicon Clinical Manager, Newington, Cleveland Clinic, entre otros modelos. En cuanto a pelvis se encontró en la literatura los modelos Coda Pelvis, Helen Hayes Pelvis, Visual3D Pelvis y algunos otros [51]. Además de lo mencionado anteriormente, se hallaron modelos para pie como el Orthotrack Foot, Oxford Foot o el IOR Foot [52], y diferentes modelos para muslo, tórax, brazo y antebrazo, en donde uno se diferencia de otro dependiendo del set de marcadores que tiene a pesar de que sea utilizado para el mismo fin pero que no tienen definido un nombre en específico.

De la búsqueda en la literatura se pudo evidenciar que existen dos modelos que posiblemente se podían usar para el estudio, el Modelo Convencional de Marcha y el Modelo de Cuerpo Completo de Marcha IOR de Rizzoli, pero teniendo en cuenta los lineamientos dados por la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB), en donde se dictaminan los estándares propuestos que se deben de tener en cuenta para el reporte de datos cinemáticos recogidos por medio de los modelos biomecánicos [Fig.16] y “las recomendaciones para definiciones de sistemas de coordenadas conjuntas de varias uniones para informar el movimiento de articulaciones humanas” [53], se escogió el Modelo de Cuerpo Completo de Marcha IOR de Rizzoli ya que cumplía con los parámetros mencionados anteriormente y estaba validado.

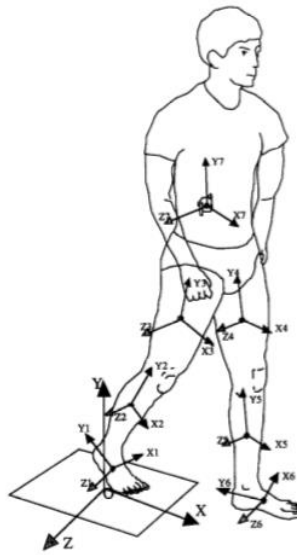


Fig. 16. Convenciones para el marco de referencia global y el centro de referencia local segmentario definido para los estándares por el ISB. [53]

Al tener presente que no se encontró el modelo que se buscaba, se optó por utilizar el modelo IOR de Rizzoli ya que era el que mejor se ajustaba para los análisis, al estar validado, solo hacía falta una modificación en brazos y el laboratorio que iba a ser utilizado para realizar los futuros análisis, lo tenía; cumpliendo con el segundo objetivo del proyecto.

Este modelo de Rizzoli tiene dos tipos: el Modelo de Marcha IOR utilizado para análisis de marcha, en el que se modela los miembros inferiores identificando siete segmentos rígidos determinados por el tipo de configuración de marcadores que tenga, brindando información sobre el pie derecho e izquierdo, la pantorrilla derecha e izquierda, la pelvis y el muslo derecho e izquierdo. Y el segundo es el Modelo Multisegmento de Tronco IOR usado para analizar el movimiento del tronco, en el cual se identifican los segmentos de tórax, la línea de la columna y hombro [54]. Los modelos ya mencionados fueron utilizados en conjunto para crear el Modelo de Cuerpo Completo de Marcha IOR. Lo anterior fue posible ya que cada uno de los protocolos por separado están validados y cumplen con los parámetros necesarios de la ISB. Estos protocolos se desarrollan e investigan desde el Laboratorio de Análisis de Movimiento en el Instituto Ortopédico Rizzoli, Italia [55]. La composición del modelo de cuerpo completo de Rizzoli se puede observar en la Fig.17 y Fig.18.



Fig. 17. Vista anterior de la ubicación de los marcadores del modelo de Rizzoli de cuerpo completo. [56]



Fig. 18. Vista posterior de la ubicación de los marcadores del modelo de Rizzoli de cuerpo completo. [56]

Como se dijo anteriormente al ser necesario para el estudio, un modelo que mostrara información de todo el cuerpo como tal, se realizó una modificación en la cual se pudiera incluir brazos, ya que el modelo de cuerpo completo es solo tronco y miembros inferiores.

Para dar respuesta con el tercer objetivo propuesto en el proyecto, se observaron los datos de repetibilidad de cada uno de los ensayos, con el fin de demostrar por medio de instrumentos de medición estadísticos qué tan confiables son los datos que muestra el software al realizar una modificación en brazos. Por lo tanto en las pruebas de repetibilidad se hizo un análisis de cada ensayo tanto en el tiempo de ejecución de 2/4 como en el de 4/4.

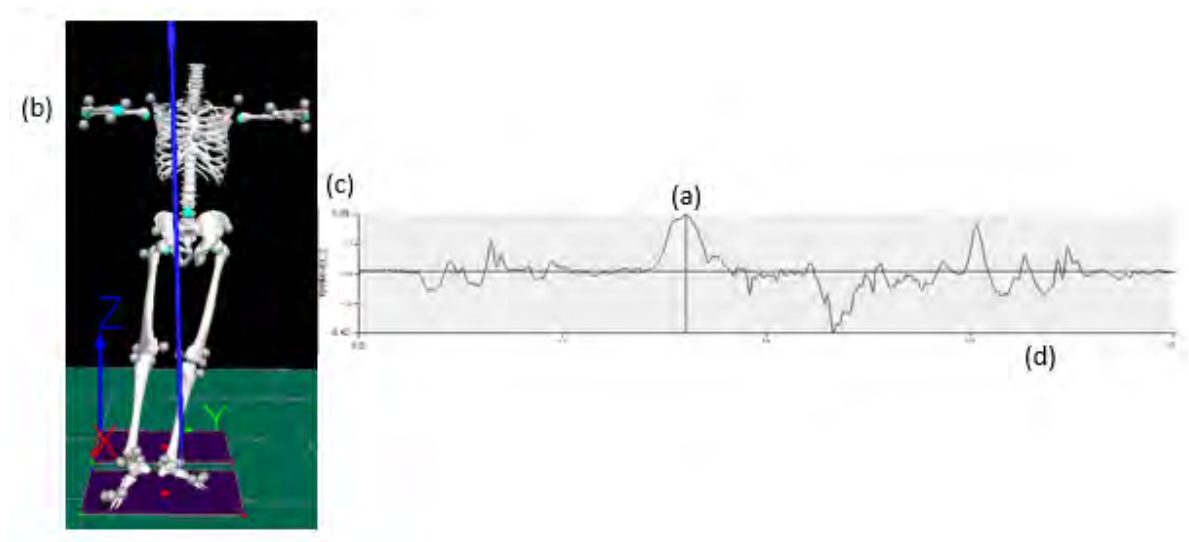


Fig. 19. Gráfica de velocidad del segmento del brazo con su respectivo modelo en Visual3D.

En el indicador **(a)** se muestra una línea que atraviesa de forma vertical la gráfica; el punto máximo de dicha línea señala el instante de elevación máximo del brazo y por ende la velocidad máxima del segmento. El indicador **(b)** hace referencia a la posición de los brazos del bailarín, donde se genera la velocidad máxima del movimiento. Por otra parte, **(c)** hace referencia al rango de valores que toma cada dato al ser graficado y **(d)** son los frames o instantes de tiempo en el que se genera el movimiento. El análisis de cada bailarín se hizo con respecto al brazo dominante, en el cual dos de ellos son diestros y uno es zurdo.

A continuación, se pueden observar una gráfica de cada evaluador con respecto a cada uno de los bailarines; debido a que la cantidad de gráficas utilizadas para extraer los datos y realizar el estudio fue de 216.

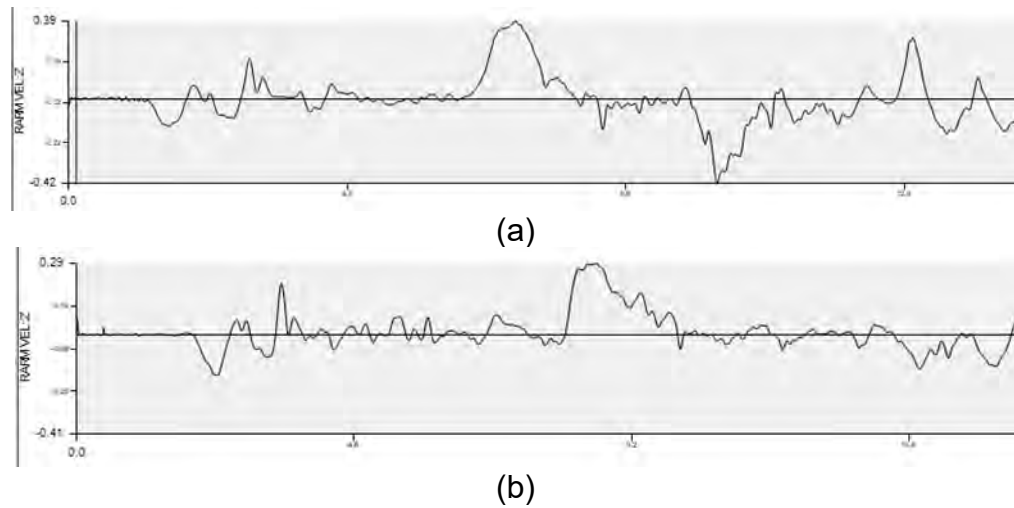


Fig. 20. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.

(a) Gráfica del lado derecho de una de las repeticiones de la bailarina 1 con evaluador 1, (b) Gráfica del lado derecho de una de las repeticiones de la bailarina 1 con evaluador 2.

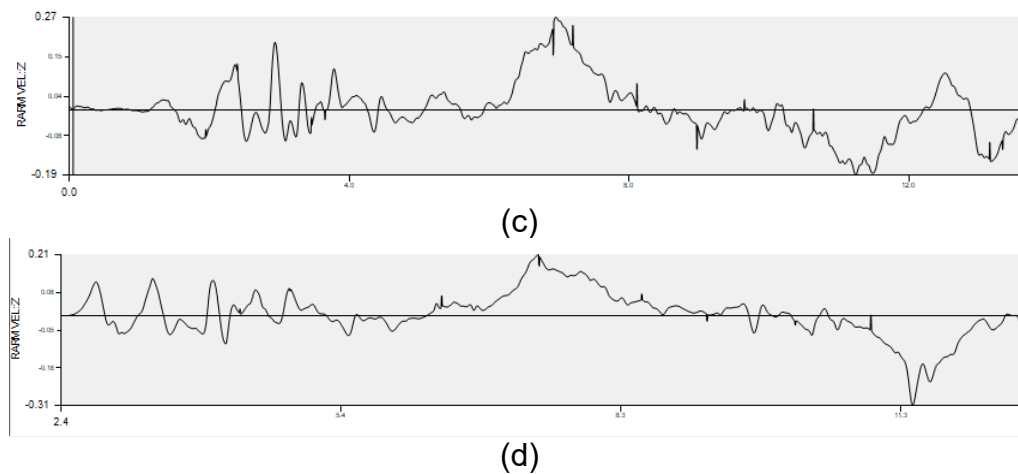


Fig. 21. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.

(c) Gráfica del lado derecho de una de las repeticiones del bailarín 2 con evaluador 1, (d) Gráfica del lado derecho de una de las repeticiones del bailarín 2 con evaluador 2.

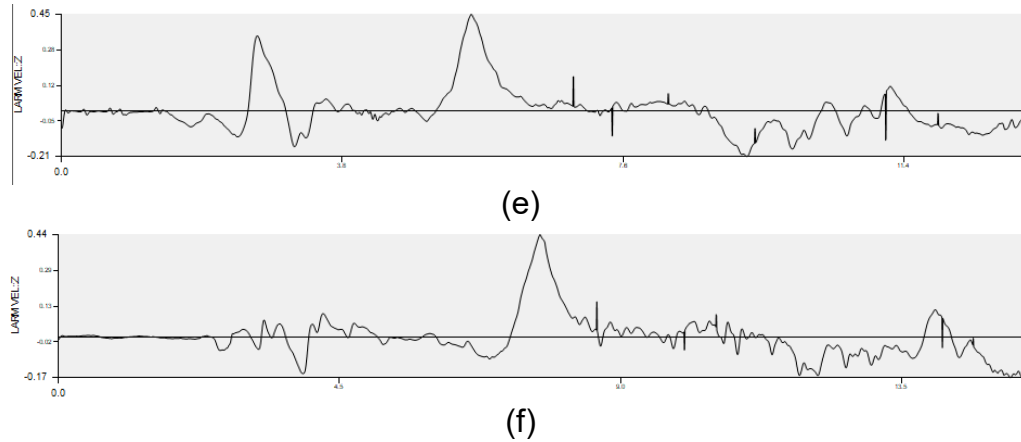


Fig. 22. Gráficas de la velocidad del segmento del brazo.

(c) Gráfica del lado izquierdo de una de las repeticiones del bailarín 3 con evaluador 1, (d) Gráfica del lado derecho de una de las repeticiones del bailarín 3 con evaluador 2.

Las gráficas de la velocidad del segmento del brazo en cada uno de los bailarines permitieron identificar el valor máximo del movimiento obtenido de las capturas realizadas por cada evaluador y que posteriormente generaron los datos necesarios para el análisis del error estándar de la medición.

La TABLA III presenta de forma general el promedio de la desviación estándar de la velocidad del segmento en cada uno de los bailarines; distribuida por días, tiempo de realización del movimiento (2/4 – 4/4) y evaluadores.

TABLA III.

Promedios de la desviación estándar de la velocidad del segmento.

PROMEDIOS DE LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LA VELOCIDAD DEL SEGMENTO				
BAILARÍN 1				
EVALUADORES	Día 1		Día 2	
	2/4	4/4	2/4	4/4
EVALUADOR 1	0,04066	0,075	0,08466	0,081
EVALUADOR 2	0,056	0,07266	0,057	0,02266
BAILARÍN 2				
EVALUADORES	Día 1		Día 2	
	2/4	4/4	2/4	4/4
EVALUADOR 1	0,11966	0,04233	0,104	0,09133
EVALUADOR 2	0,12133	0,04833	0,104	0,04466
BAILARÍN 3				
EVALUADORES	Día 1		Día 2	
	2/4	4/4	2/4	4/4
EVALUADOR 1	0,05533	0,06133	0,05733	0,032
EVALUADOR 2	0,021	0,07133	0,077	0,11866

En la TABLA IV, V y VI se muestran los datos correspondientes a los valores de la desviación estándar de cada uno de los ensayos obtenidos en los dos días de prueba, el error estándar de la medición (SEM), el valor de F (F), la probabilidad y el valor crítico para F .

TABLA IV.

Datos de todas las pruebas realizadas por el bailarín 1.

	PRUEBAS	SD	SEM	F	Probabilidad	Valor crítico para F
1	B1 D1 E1 2/4	0,026	0,04186	<u>5,270582</u>	<u>0,0477261</u>	5,14325285
		0,051				
		0,045				
2	B1 D2 E1 2/4	0,062	0,08927	0,45208923	0,656323156	5,14325285
		0,126				
		0,066				
3	B1 D1 E1 4/4	0,102	0,07767	0,54472719	0,606199139	5,14325285
		0,063				
		0,06				
4	B1 D2 E1 4/4	0,042	0,09829	2,3285974	0,178453487	5,14325285
		0,16				
		0,041				
5	B1 D1 E2 2/4	0,11	0,06861	0,84914741	0,473445652	5,14325285
		0,043				
		0,015				
6	B1 D2 E2 2/4	0,047	0,06025	1,5168892	0,292985045	5,14325285
		0,041				
		0,083				
7	B1 D1 E2 4/4	0,062	0,08313	0,24723813	0,788535684	5,14325285
		0,03				
		0,126				
8	B1 D2 E2 4/4	0,015	0,02526	<u>9,21997185</u>	<u>0,014796301</u>	5,14325285
		0,039				
		0,014				

Nota: Cada denominación se representa de la siguiente manera: B1/2/3 corresponde al bailarín 1, 2 o 3, D1/D2 es el día 1 o 2, E1/E2 representa el evaluador E1 o E2, 2/4 – 4/4 es el tiempo y SD es la desviación estándar.

TABLA V.

Datos de todas las pruebas realizadas por el bailarín 2.

	PRUEBAS	SD	SEM	F	Probabilidad	Valor crítico para F
1	B2 D1 E1 2/4	0,06	0,14424	0,33815984	0,725842479	5,14325285
		0,066				
		0,233				
2	B2 D2 E1 2/4	0,185	0,12013	<u>6,17694492</u>	<u>0,034935695</u>	5,14325285
		0,083				
		0,044				
3	B2 D1 E1 4/4	0,019	0,04533	0,09605952	0,9097789	5,14325285
		0,051				
		0,057				
4	B2 D2 E1 4/4	0,031	0,10806	1,83939438	0,238226854	5,14325285
		0,169				
		0,074				
5	B2 D1 E2 2/4	0,139	0,12538	1,87397303	0,233192404	5,14325285
		0,149				
		0,076				
6	B2 D2 E2 2/4	0,166	0,11587	0,6301776	0,564391085	5,14325285
		0,041				
		0,105				
7	B2 D1 E2 4/4	0,028	0,06617	0,61420775	0,5719057	5,14325285
		0,111				
		0,006				
8	B2 D2 E2 4/4	0,068	0,0474	4,08329879	0,07597261	5,14325285
		0,03				
		0,036				

TABLA VI.

Datos de todas las pruebas realizadas por el bailarín 3.

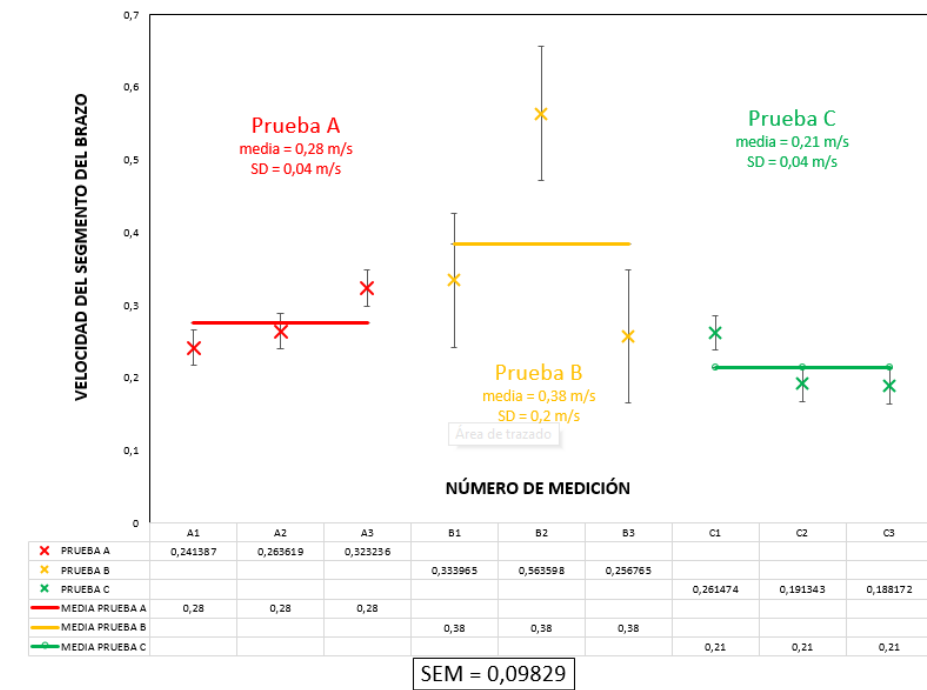
	PRUEBAS	SD	SEM	F	Probabilidad	Valor crítico para F
1	B3 D1 E1 2/4	0,112	0,06956	0,37497216	0,702349341	5,14325285
		0,011				
		0,043				
2	B3 D2 E1 2/4	0,128	0,07599	1,79864358	0,244347715	5,14325285
		0,019				
		0,025				
3	B3 D1 E1 4/4	0,035	0,06432	0,07455076	0,929006516	5,14325285
		0,069				
		0,08				
4	B3 D2 E1 4/4	0,036	0,03297	0,08856295	0,916419651	5,14325285
		0,022				
		0,038				
5	B3 D1 E2 2/4	0,029	0,02184	<u>28,3674217</u>	<u>0,000874837</u>	5,14325285
		0,017				
		0,017				
6	B3 D2 E2 2/4	0,055	0,09179	2,0676472	0,207464907	5,14325285
		0,146				
		0,03				
7	B3 D1 E2 4/4	0,073	0,07173	0,27998654	0,765151755	5,14325285
		0,08				
		0,061				
8	B3 D2 E2 4/4	0,105	0,13228	1,33919801	0,330472525	5,14325285
		0,196				
		0,055				

En los resultados obtenidos para los tres bailarines, no se evidenciaron valores del SEM por debajo o por encima de la desviación estándar, lo que quiere decir que la dispersión existente entre los datos no fue significativa; por lo cual la variabilidad del posicionamiento de los marcadores para cada una de las repeticiones fue baja y permite demostrar que los ensayos no tuvieron problemas al momento de realizarse y que el modelo aplicado va acorde a los lineamientos de la ISB.

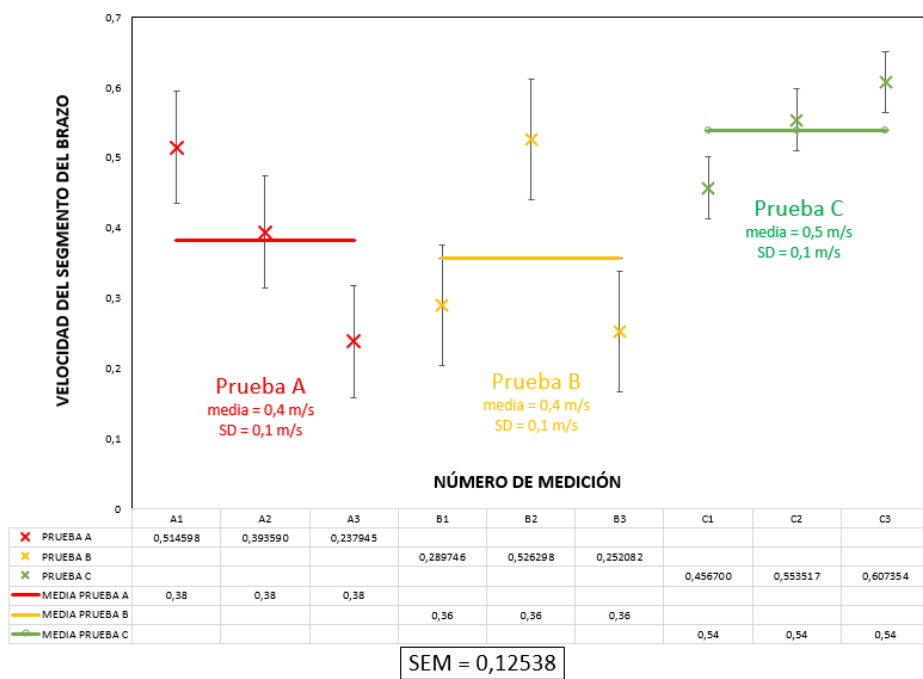
Para analizar el valor de probabilidad mostrado en la TABLA IV, se debe de tener presente la definición del valor de F; que es el valor que refleja el grado de similitud existente entre las medidas que se están comparando, tomando el nominador como la estimación de la varianza poblacional basada en las medidas intergrupales, y el denominador como la variabilidad intra-grupal existente [42]. Dicha variabilidad cuantifica la dispersión dentro de las muestras con respecto a cada una de las medias y es importante ya que, tanto en la TABLA IV, V y VI, se observan cambios en los valores de F.

Los cuatro valores de F subrayados en las tres tablas anteriores superan el valor crítico estipulado para F de 5,14325285, es decir, que se está sobrepasando la región de aceptación de la hipótesis nula; obteniendo una diferencia intrasesión e

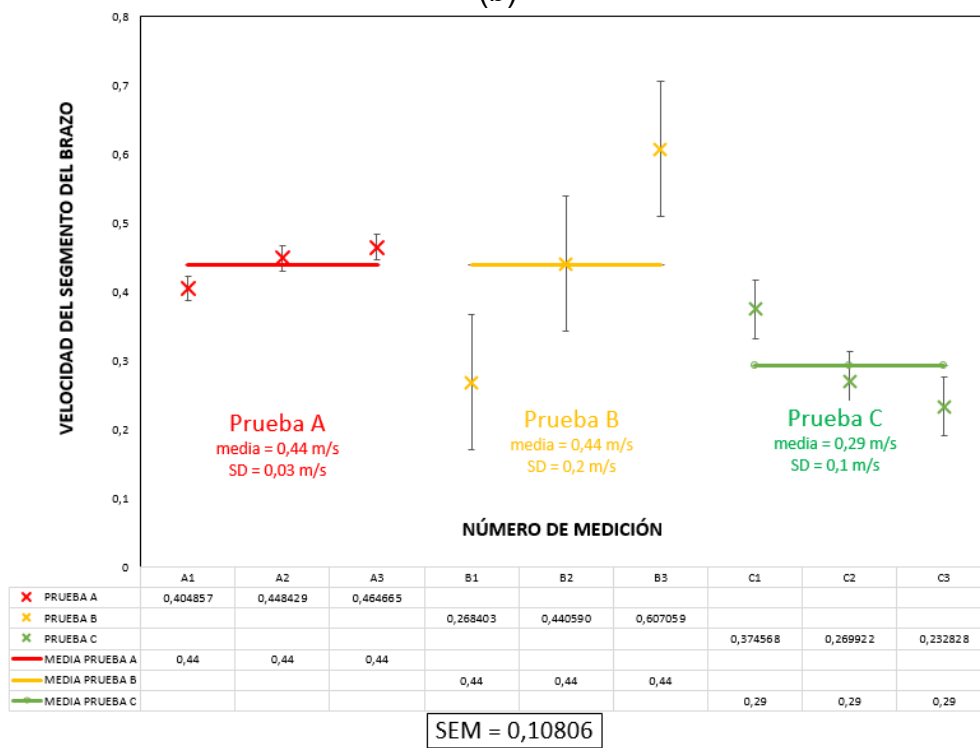
interasesor en las pruebas promedio de la velocidad del segmento [43]. En otras palabras, las capturas de movimiento realizadas por diferentes evaluadores sí presentan variabilidad en los datos obtenidos, pero se pudo evidenciar por medio de los datos presentados que existe un porcentaje de similitud elevado para cada una de las pruebas aplicadas a los bailarines. Para la TABLA IV, el porcentaje de similitud entre pruebas fue del 75%; la TABLA V tuvo un porcentaje de similitud del 85,5% al igual que la TABLA VI. Ahora, la variabilidad obtenida al realizar el movimiento es representada y explicada con mayor detalle en la Fig.23.



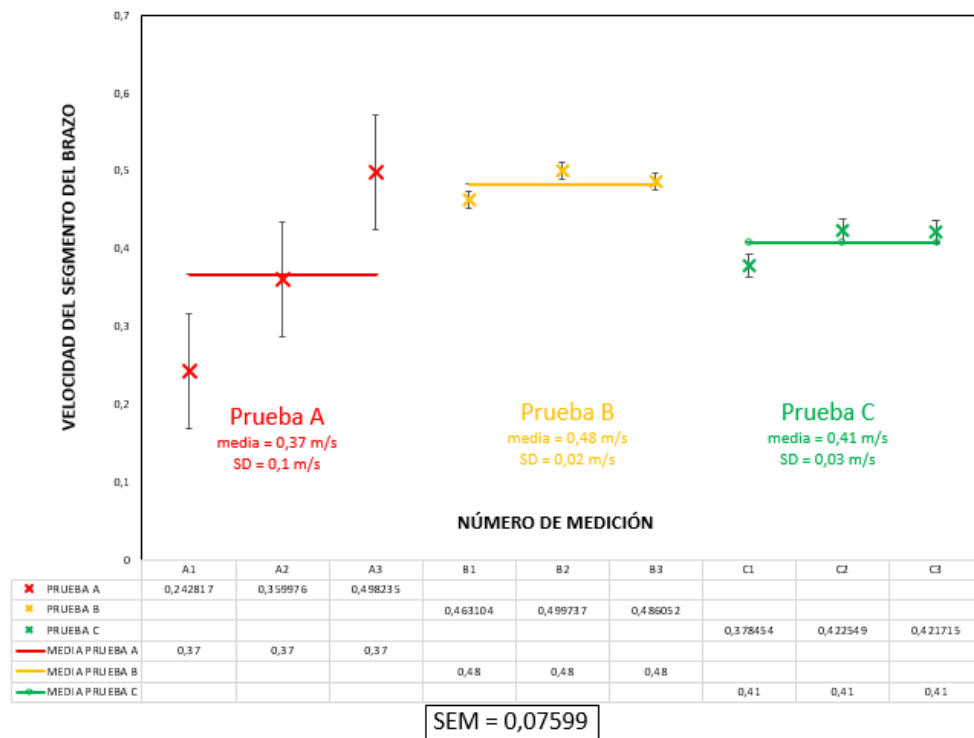
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 23. Gráficos de las dispersiones más elevadas de los bailarines.

(a) Gráfico de la sesión del día 2, del bailarín 1, para el evaluador 1 a un tempo de 4/4. (b) Gráfico de la sesión del día 1, del bailarín 2, para el evaluador 2 a un tempo de 2/4. (c) Gráfico de la sesión del día 2, del bailarín 2, para el evaluador 1 a un tempo de 4/4. (d) Gráfico de la sesión del día 2, del bailarín 3, para el evaluador 1 a un tempo de 2/4.

Nota: Los resultados y gráficos representativos de todos los datos del SEM se pueden encontrar en el Anexo b.

La Fig. 23 presenta la dispersión más elevada de los bailarines, cada una de las pruebas realizadas por un bailarín se diferencia en tres colores (Prueba A, B y C) y debajo de ellas se muestran los valores de la media y la desviación estándar (SD) para facilitar la comprensión por parte del lector. En la parte inferior de la gráfica se pueden observar los valores de velocidad de los ensayos representados con una equis (x) y la media representada con una línea horizontal superpuesta sobre los valores de velocidad.

Los cuatro gráficos mostrados anteriormente fueron seleccionados por presentar la dispersión de datos más elevada en cada uno de los ensayos de repetibilidad;

dichos valores obtenidos evidencian cuál de los evaluadores varió de forma constante el posicionamiento de los marcadores en el cuerpo del bailarín; indicando finalmente que el Evaluador 2 tiene más conocimiento sobre el tema debido a que sus resultados no variaron tanto como los del Evaluador 1. Por otra parte, los resultados del SEM demuestran que el modelo utilizado es confiable debido a que el error estándar de la medición no sobrepasó el rango de los valores de las desviaciones estándar durante los ensayos.

8. CONCLUSIONES

Es importante tener en cuenta que la estimación del error de la medición es un proceso imprescindible para este tipo de análisis dinámicos que presentan modificaciones, ya que los resultados que se muestran no siempre representan las condiciones reales de los bailarines, y su variabilidad a simple vista, puede que no sea distinguible a menos de que los resultados expresen valores significativos, generando duda sobre su veracidad.

El Error Estándar de la Medición (SEM) no presenta valores representativos en las pruebas, es decir que se encontró un error el cual está definido dentro de unos límites aceptados, pero a pesar de ello, existe una variabilidad proveniente por parte del sujeto y otra por parte del evaluador, es por ello que es muy importante resaltar que el error humano afecta en gran porcentaje los resultados y entre más se recluten o se escojan evaluadores con la experiencia necesaria para este tipo de evaluadores, se puede aumentar en gran proporción la calidad de los datos.

Se pudo observar que la desviación estándar tiene un valor muy pequeño, lo que quiere decir que se presentó una confiabilidad en los datos, ya que, si el promedio de las desviaciones estándar es estadísticamente mínimo y son similares entre pruebas, entonces las pruebas se realizaron en condiciones similares y la variación del modelo es prácticamente insignificante.

Cabe aclarar que, para la variable de la velocidad del segmento del brazo, no existe información acerca de cuáles son los rangos establecidos que se deben de tener en cuenta para analizar el resultado y evaluar si existe una significancia clínica o no, es por ello que el estudio gira en torno a si el resultado se encuentra dentro de la variabilidad normal que hay entre la desviación estándar de cada una de las pruebas de las mediciones tomadas o no. Además de ello, el análisis de varianza de un factor permitió concluir que existe un 84% de similitud a nivel general de todas las pruebas, el cual demuestra que la dispersión de los datos no varió de forma significativa, apoyando lo mencionado anteriormente.

Se concluye que el modelo biomecánico de cuerpo completo con modificación en brazos escogido, fue el modelo apropiado para este estudio, ya que se pudo corroborar que es confiable por medio del análisis estadístico utilizado para cuantificar el error en cada una de las mediciones. Dicha confiabilidad se generó porque el error estándar de la medición de cada uno de los datos recogidos, no tuvo una dispersión mayor a las desviaciones estándar de los mismos, permitiendo así, descartar que el posicionamiento de los marcadores, la modificación realizada y la

recopilación de la información no presenta un error significativo que pueda afectar los resultados de la prueba.

REFERENCIAS

- [1] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, 2nd ed. California: Springer, 2007.
- [2] A. Ferro Sánchez, “La aplicación de la biomecánica al entrenamiento deportivo mediante los análisis cualitativo y cuantitativo. Una propuesta mediante los análisis cualitativo y cuantitativo. Una propuesta para el lanzamiento de disco,” *Rev. Int. Cienc. Deporte*, vol. 3, no. 7, p. 80, 2007.
- [3] S. Delp, “Biomechanical Modeling,” *Mobilize*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://mobilize.stanford.edu/biomechanical-modeling/>. [Consultado: 23-Jul-2019].
- [4] F. Martínez, F. Gómez, y E. Romero, “Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano: una revisión Video analysis for estimation of the human movement: a revision,” *Med*, vol. 17, no. 1, pp. 95–106, 2009.
- [5] S. L. Garcia, “Historia de la Biomecánica,” *Organización Deportiva*, 2014. [En línea]. Disponible en: https://www.academia.edu/6674891/HISTORIA_DE_LA_BIOMECANICA. [Consultado: 19-Jun-2019].
- [6] International Society of Biomechanics, “General Information - International Society of Biomechanics,” 2001. [En línea]. Disponible en: <https://isbweb.org/about-us/general-information>. [Consultado: 19-Jun-2019].
- [7] European Society of Biomechanics, “ESB | To encourage research, disseminate knowledge and promote progress in Biomechanics,” *Congress of the European Society of Biomechanics*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://esbiomech.org/>. [Consultado: 19-Jun-2019].
- [8] International Society of Biomechanics in Sports, “Constitution - International Society of Biomechanics in Sports,” *Constitution*, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://isbs.org/about-us/constitution?showall=1>. [Consultado: 19-Jun-2019].
- [9] A. L. D. A. Torres Velásquez y L. T. H. F. García Muriel, “El aporte de la

biomecánica y la Ingeniería en rehabilitación en la Ingeniería Biomédica de la eia-ces,” *Rev. Ing. Biomédica*, p. 4, 2007.

- [10] Revista Colombia, “Coldeportes presentó el más moderno laboratorio de biomecánica,” *Coldeportes presentó el más moderno laboratorio de biomecánica*, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.colombia.com/deportes/nacionales/sdi/77708/coldeportes-presento-el-mas-moderno-laboratorio-de-biomecanica>. [Consultado: 19-Jun-2019].
- [11] J. L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, y M. E. Morris, “The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review,” *Gait Posture*, vol. 29, no. 3, pp. 360–369, 2009.
- [12] G. D. S. Z. Francisco José Vera, “Análisis biomecánico de movimientos y posturas de tronco en gestos técnicos de danza clásica y danza del vientre,” Elche, 2015.
- [13] V. Taccone, “El ballet clásico. Observaciones sobre la técnica la disciplina y las influencias sobre el cuerpo del bailarín,” Argentina, 2016.
- [14] S. L. Carter, N. Sato, y L. S. Hopper, “Kinematic repeatability of a multi-segment foot model for dance,” *Sport. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 48–66, 2018.
- [15] K. Deschamps *et al.*, “Repeatability in the assessment of multi-segment foot kinematics,” *Gait Posture*, vol. 35, no. 2, pp. 255–260, Feb. 2012.
- [16] C. Charria y O. Isabella, “Características cinemáticas de la marcha de una muestra de niños entre los 5 y 7 años en Cali, Colombia,” vol. 1, p. 78, 2015.
- [17] J. M. Buades, F. J. Perales, M. Gonzalez, A. Aguilo, y P. Martinez, “Human body segmentation and matching using biomechanics 3D models,” in *Proceedings. Eighth International Conference on Information Visualisation, 2004. IV 2004.*, 2004, pp. 79–84.
- [18] M. H. Schwartz, A. Rozumalski, y J. P. Trost, “The effect of walking speed on the gait of typically developing children,” *J. Biomech.*, vol. 41, no. 8, pp. 1639–

1650, Jan. 2008.

- [19] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, y M. E. Wootten, "Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking," *J. Orthop. Res.*, vol. 8, pp. 383–392, 1990.
- [20] G. Steinwender, V. Saraph, S. Scheiber, E. B. Zwick, C. Uitz, y K. Hackl, "Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children," *Clin. Biomech.*, vol. 15, no. 2, pp. 134–139, Feb. 2000.
- [21] M. H. Schwartz, J. P. Trost, y R. A. Wurvey, "Measurement and management of errors in quantitative gait data," *Gait Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 196–203, Oct. 2004.
- [22] H. Tsushima, M. E. Morris, y J. McGinley, "Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system.," *J. Japanese Phys. Ther. Assoc. = Rigaku ryoho*, vol. 6, no. 1, pp. 9–17, 2003.
- [23] F. Valencia, J. Lema, J. Plata, y A. Uribe, "Reproducibilidad de las variables temporales y cinéticas del análisis computarizado de la marcha en sujetos normales," *Rev. Iberoam. Fisioter. y Kinesiol.*, vol. 14, no. 1, pp. 9–14, Jan. 2011.
- [24] C. Universidad CES. Escuela de Ingeniería de Antioquia., M. L. Universidad EIA., J. C. Forero, y A. Torres, "Detección, rastreo y reconstrucción tridimensional de marcadores pasivos para análisis de movimiento humano.," *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 3, no. 6, pp. 56–67, 2007.
- [25] D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, y S. N. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*, 2nd ed. Massachusetts: Human Kinetics, 2004.
- [26] Qualisys, "Metron Medical Supplies." [En línea]. Disponible en: <http://metron-ms.com/productos/analisis-del-movimiento/about-the-company/>. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [27] E. Sánchez García, M. Saura, S. Codirector, P. Segado, y C. Cartagena,

“Modelo biomecánico humano 3D para la determinación de pares articulares mediante dinámica inversa,” Cartagena.

- [28] J. Bermejo, J. M. Palao, y J. L. López-Elvira, “Análisis cinemático tridimensional: aspectos metodológicos,” *Mot. Eur. J. Hum. Mov.*, vol. 29, pp. 75–94, 2012.
- [29] V. Soto y M. Gutiérrez Calvo, “Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano,” *Eur. J. Hum. Movement, ISSN 0214-0071, Nº. 2, 1996, págs. 169-189*, no. 2, pp. 169–189, 1996.
- [30] C-Motion, “Building Models,” *Visual3D Wiki Documentation*, 2018. [En línea]. Disponible en: http://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Visual3D_Tutorials. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [31] C. Ruiz Bolívar, “Confiabilidad,” Sucre.
- [32] A. Anastasi, *Psychological testing*, 6th ed. New York ;London: Macmillan, 1988.
- [33] A. Morales, “Estadística y probabilidades,” Concepción, 2012.
- [34] A. : Fernando, Q. Ricardi, y) Filiación, “Estadística Aplicada a la Investigación en Salud Medidas de tendencia central y dispersión,” *MedWave*, vol. 1, no. 3, p. 6, 2011.
- [35] Minitab, “¿Qué es la desviación estándar?,” 2019. [En línea]. Disponible en: <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/statistics/basic-statistics/supporting-topics/data-concepts/what-is-the-standard-deviation/>. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [36] P. Mandeville, “El coeficiente de correlación intraclase,” in *Ciencia UANL*, 3rd ed., Monterrey, 2005, pp. 414–416.
- [37] Departamento de producción animal, “Correlación múltiple y correlación canónica,” Córdoba.

- [38] J. Røislien, Ø. Skare, A. Opheim, y L. Rennie, "Evaluating the properties of the coefficient of multiple correlation (CMC) for kinematic gait data," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 11, pp. 2014–2018, Jul. 2012.
- [39] J. M. Bland y D. G. Altman, "Measurement error.," *BMJ*, vol. 313, no. 7059, p. 744, Sep. 1996.
- [40] R. Baker, "Introduction to the SEM," *Walking with Richard*. [En línea]. Disponible en: <https://wwrichard.net/introduction-to-the-sem/>. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [41] M. Bakieva, J. González Such, y J. Jornet, "SPSS: ANOVA de un Factor." Valencia, p. 7, 2010.
- [42] D. C. del P. G. Avaca, "Capítulo 14 Análisis de varianza de un factor: El procedimiento ANOVA de un factor." p. 21.
- [43] Minitab, "¿Qué es un valor crítico?," 2019. [En línea]. Disponible en: <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/statistics/basic-statistics/supporting-topics/basics/what-is-a-critical-value/>. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [44] Ministerio de salud, *Resolución número 8430 de 1993*. Bogotá: Ministerio de Salud, 1993, p. 9.
- [45] C. T. V. Swain *et al.*, "Multi-segment spine kinematics: Relationship with dance training and low back pain," *Gait Posture*, vol. 68, no. December 2018, pp. 274–279, 2019.
- [46] A. Harwood, A. Campbell, D. Hendry, L. Ng, y C. Y. Wild, "Differences in lower limb biomechanics between ballet dancers and non-dancers during functional landing tasks," *Phys. Ther. Sport*, vol. 32, pp. 180–186, 2018.
- [47] J. Christian, F. Kluge, B. M. Eskofier, y H. Schwameder, "Comparison of different marker sets for marker trajectory and principal component analysis based classification of simulated gait impairments," *J. Biomed. Eng. Informatics*, vol. 3, no. 1, p. 10, 2016.

- [48] C. Ricolfe Viala y A. J. Sánchez Salmerón, “Procedimiento completo para el calibrado de cámaras utilizando una plantilla plana,” *Rev. Iberoam. Automática e Informática Ind. RIAI*, vol. 5, no. 1, pp. 93–101, Jan. 2008.
- [49] M. C. Systems, “Qualisys user manual,” Suecia, 2011.
- [50] L. Flores, “Análisis Estadístico Descriptivo,” 2009.
- [51] C-Motion, “Marker Set Guidelines,” *Visual3D Wiki Documentation*, 2017. [En línea]. Disponible en: http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Marker_Set_Guidelines#Thigh_Segment. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [52] A. Leardini, M. G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, y S. Giannini, “Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait,” *Gait Posture*, vol. 25, no. 3, pp. 453–462, 2007.
- [53] G. Wu y P. R. Cavanagh, “ISB recomendations for standarization in the reporting of kinematic data,” *J. Biomech.*, vol. 28, no. 10, pp. 1257–1261, 1995.
- [54] A. Leardini, F. Biagi, A. Merlo, C. Belvedere, y M. G. Benedetti, “Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises,” *Clin. Biomech.*, vol. 26, no. 6, pp. 562–571, Jul. 2011.
- [55] C-Motion, “IORtrunk,” *Visual3D Wiki Documentation*, 2019. [En línea]. Disponible en: http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=IORgait_Overview#IORtrunk. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [56] C-Motion, “Tutorial: IOR Gait Full-Body Model,” *Visual3D Wiki Documentation*, 2018. [En línea]. Disponible en: http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_IOR_Gait_Full-Body_Model#References. [Consultado: 20-Jun-2019].
- [57] J. Bermejo, J. M. Palao, y J. L. López-Elvira, “Análisis cinemático tridimensional: aspectos metodológicos,” *Eur. J. Hum. Mov.*, vol. 29, pp. 75–94, 2012.

ANEXOS

Anexo A. Consentimiento informado



CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO DE LA INVESTIGACIÓN

Estudio de la confiabilidad de un modelo biomecánico multisegmento de cuerpo completo para análisis cinemático en baile.

Gracias por tomarse el tiempo para leer esta información en la cual se explica el propósito de la investigación, describiendo paso a paso los procedimientos a realizarse. Haga las preguntas que requiera para clarificar las dudas que le surjan. A partir de esto usted decidirá si el niño participará en la investigación.

La participación es voluntaria y se puede retirar cuando usted lo considere. Una vez haya entendido de qué se trata la investigación y si acepta, por favor firme el consentimiento informado, documento del que tendrá una copia.

DE QUÉ SE TRATA LA INVESTIGACIÓN

Se le hará al bailarín un registro de análisis cinemático en 3D que se realiza utilizando 5 cámaras con luz infrarroja para medir el movimiento del paso establecido, el tiempo y velocidad que se toma realizando el paso, permitiendo además, evidenciar los movimientos de cada una de las articulaciones del cuerpo completo mientras realiza el paso.

Los datos del registro del bailarín se procesan en un programa especial que arroja las gráficas comparativas permitiendo evidenciar cómo se desarrolla el movimiento.

INVESTIGADORES

Wilfredo Ágredo. Médico y Cirujano - Universidad del Valle, especialista en Medicina Deportiva y Actividad Física Terapéutica – La Habana, Cuba, Magíster en Ciencias Biomédicas – Universidad del Valle, docente - Universidad Autónoma de Occidente.

Diana Isabel Alvear Hernández. Estudiante de Ingeniería Biomédica- Universidad Autónoma de Occidente.

¿QUIÉN FINANCIA LA INVESTIGACIÓN?

La Investigación es financiada con recursos de la Universidad Autónoma de Occidente, el único gasto en el cual incurriría usted es en el transporte para desplazarse hasta la Escuela Nacional del Deporte.

¿POR QUÉ EL BAILARÍN FUE INVITADO PARA PARTICIPAR EN LA INVESTIGACIÓN?

El bailarín fue invitado porque lleva 14 años de práctica en el ballet clásico, por lo tanto, puede realizar los movimientos estipulados para el estudio sin ningún problema, no presenta lesiones en el momento y goza de buena salud a nivel general.

¿QUÉ HARÁ EL BAILARÍN EN LA INVESTIGACIÓN?

El bailarín irá a la Escuela Nacional del Deporte a una sesión de evaluación que durará aproximadamente 3 horas, tiempo en el cual deberá de realizar los movimientos estipulados por los investigadores.

En el laboratorio de biomecánica se realizará un análisis del movimiento en 3D mientras el bailarín genera un paso con 37 marcadores reflectivos pegados con cinta doble faz sobre la piel. Debe vestir un short corto o licra larga pegada al cuerpo. Durante este procedimiento, el bailarín podrá descansar cuando quiera.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS?

Cuando se haya terminado el procesamiento de los datos, usted tendrá una copia de la evaluación realizada con los resultados del análisis de movimiento. Este documento le llegará al correo electrónico que usted suministre en el transcurso de los 15 días hábiles después del análisis. Además, la información recolectada nos permitirá aportar conocimiento a la evaluación de confiabilidad de modelos modificados.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES RIESGOS?

Esta es una investigación con un nivel de riesgo mínimo. La colocación de los marcadores con cinta doble faz puede causar irritación en la piel, lo cual se reduce con el uso de crema hidratante posterior al procedimiento.

¿CÓMO SE ASEGURA QUE LA INFORMACIÓN RECOLECTADA DEL BAILARÍN VA A TENER USO CONFIDENCIAL?

Solo los investigadores involucrados en el proyecto tendrán acceso a la información. Los datos recolectados no tendrán el nombre del bailarín, se manejarán a través de códigos. Además, toda la información tendrá claves de acceso para aumentar la seguridad de los datos.

Al escribir o hablar de los datos se hará del grupo en general por lo cual no se podrá identificar al bailarín en revistas y conferencias. La información se guardará durante 15 años después de lo cual se destruirá la misma.

¿QUÉ OCURRIRÁ CUANDO FINALICE LA INVESTIGACIÓN?

Al terminar el proceso usted recibirá un resumen de los resultados al correo electrónico que usted haya suministrado.

Si usted requiere más información acerca del proyecto puede contactar a los siguientes investigadores:

Wilfredo Agredo Rodríguez PBX 3188000 Ext 11349/11385
wagredo@uao.edu.co

Diana Isabel Alvear Hernández 3155933101 diana.alvear@uao.edu.co

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____, identificado con la cédula de ciudadanía número _____ de _____, he comprendido toda la información suministrada acerca de esta investigación. He tenido la oportunidad de hacer preguntas para aclarar dicha información, las cuales han sido respondidas a mi satisfacción. Acepto de plena voluntad mi participación en este estudio y autorizo la utilización de los datos recolectados para estudios posteriores. He recibido una copia firmada de este documento.

Como constancia se firma el día ____ de _____ de _____.

Nombre de quien obtiene el consentimiento

Firma

C.C.

Nombre del testigo 1

Firma

C.C.

Nombre del testigo 2

Firma

C.C.

Anexo B. Gráficos representativos de todos los ensayos con su respectivo error estándar de la medición.

Bailarín 1. Joven de 19 años, 163 cm de estatura y 50 kg de masa corporal.

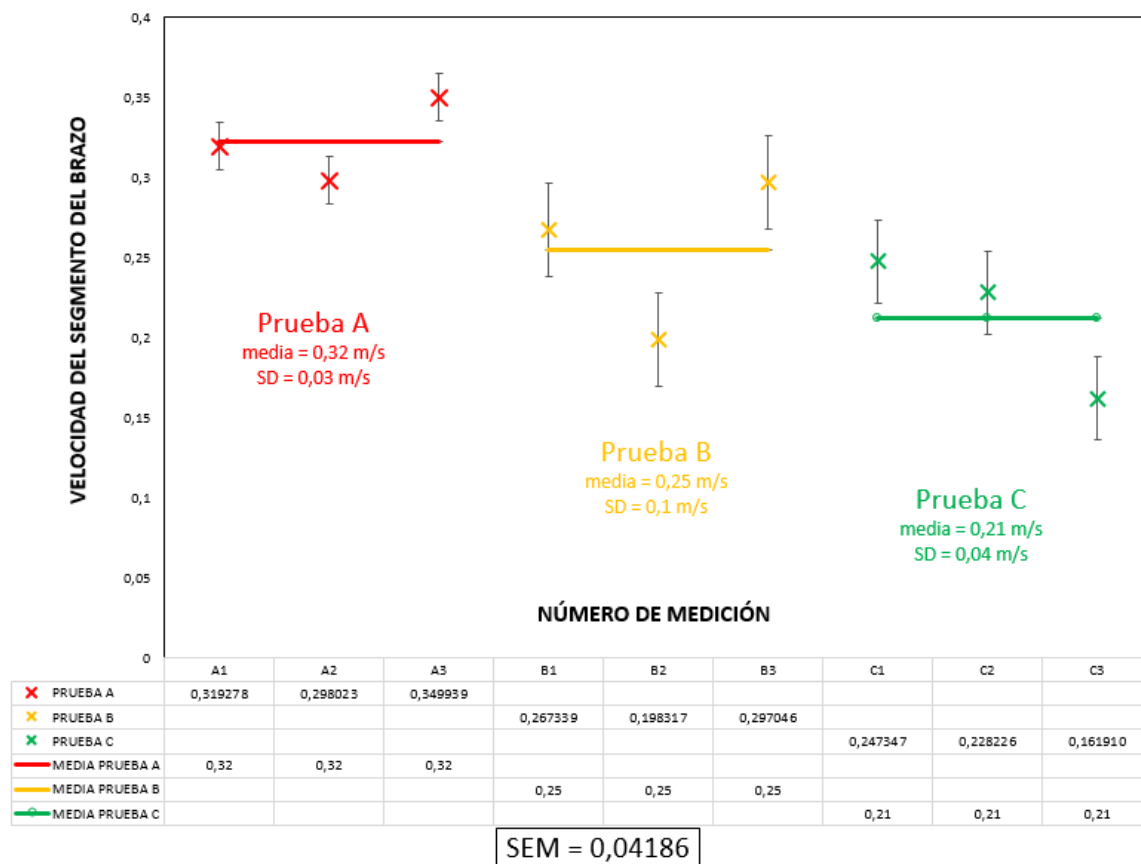


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

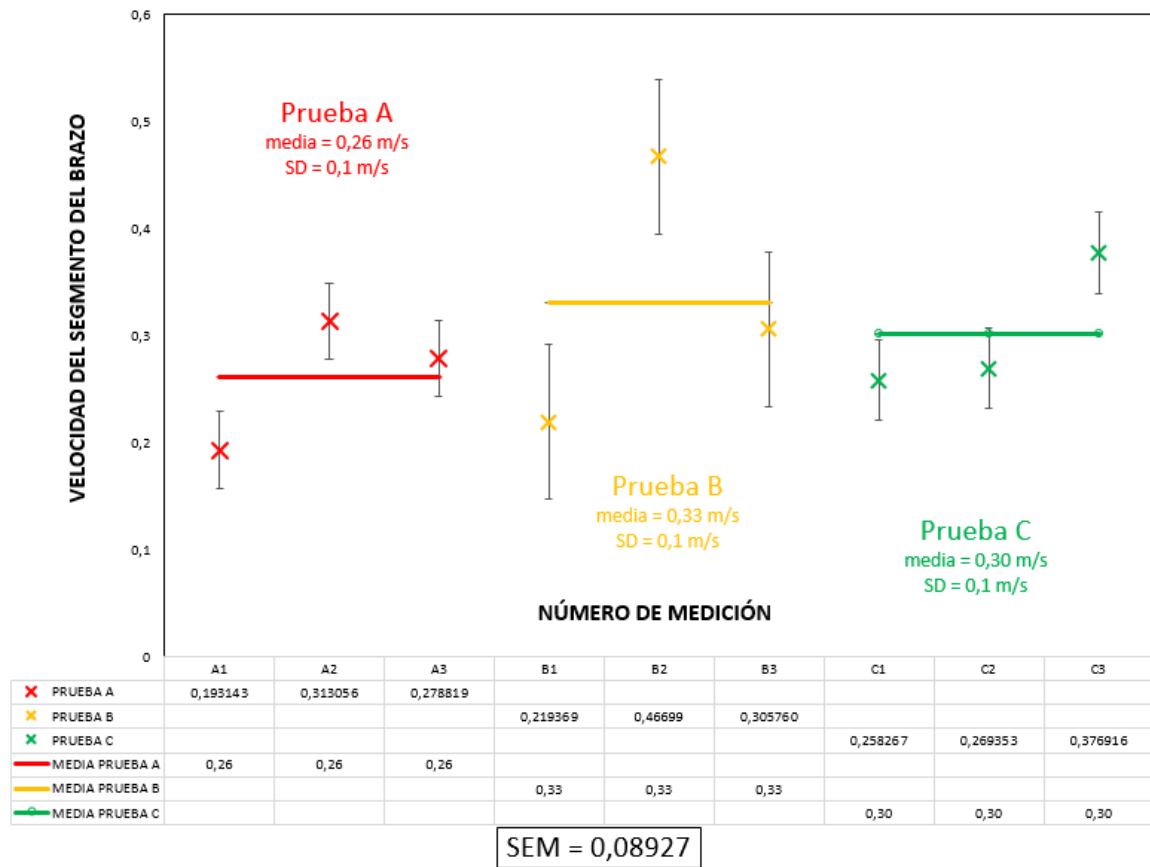


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

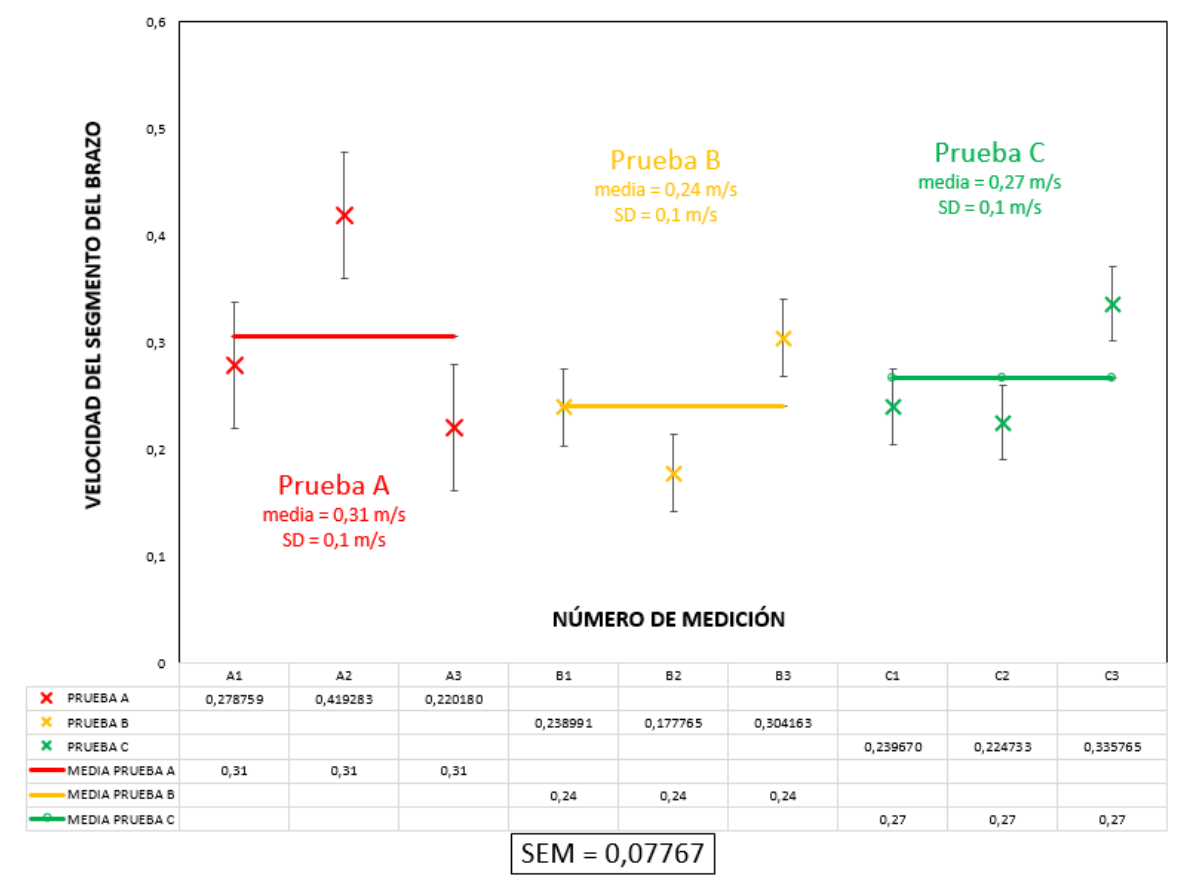


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

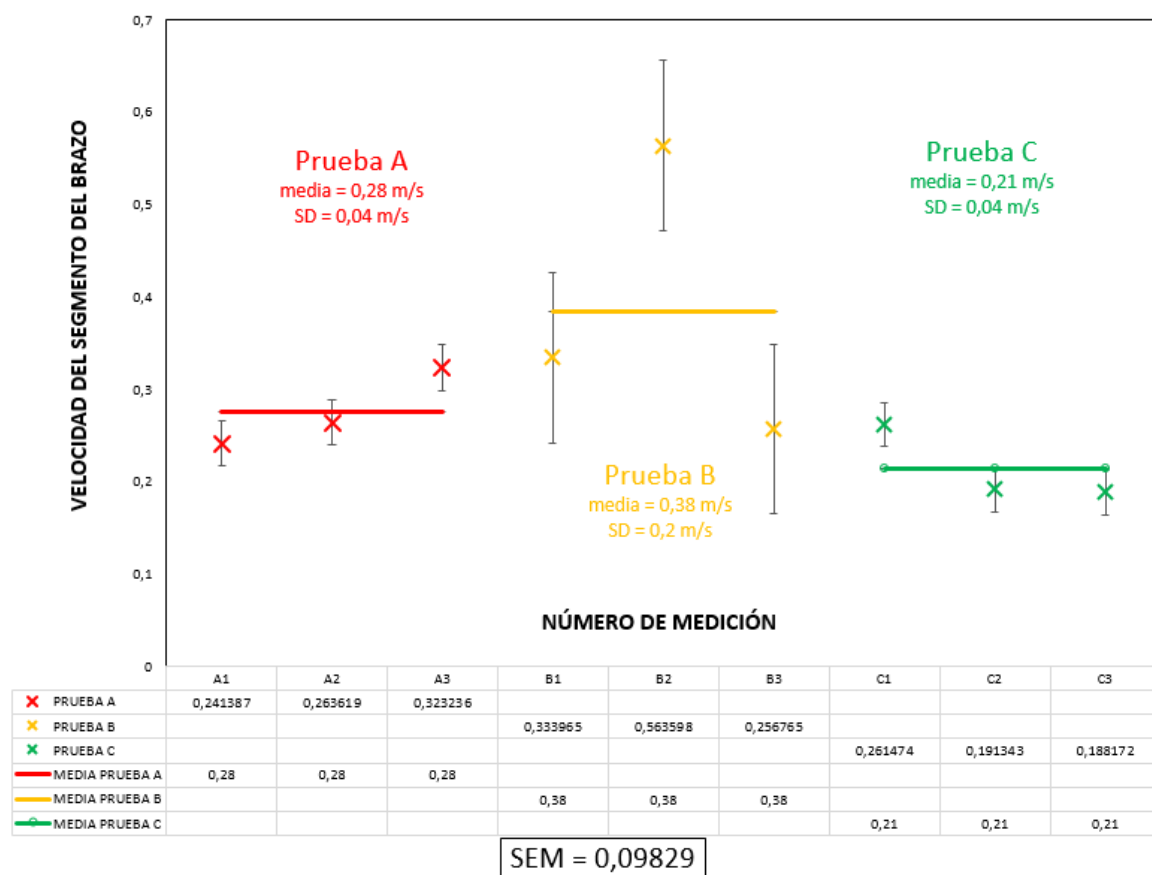


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

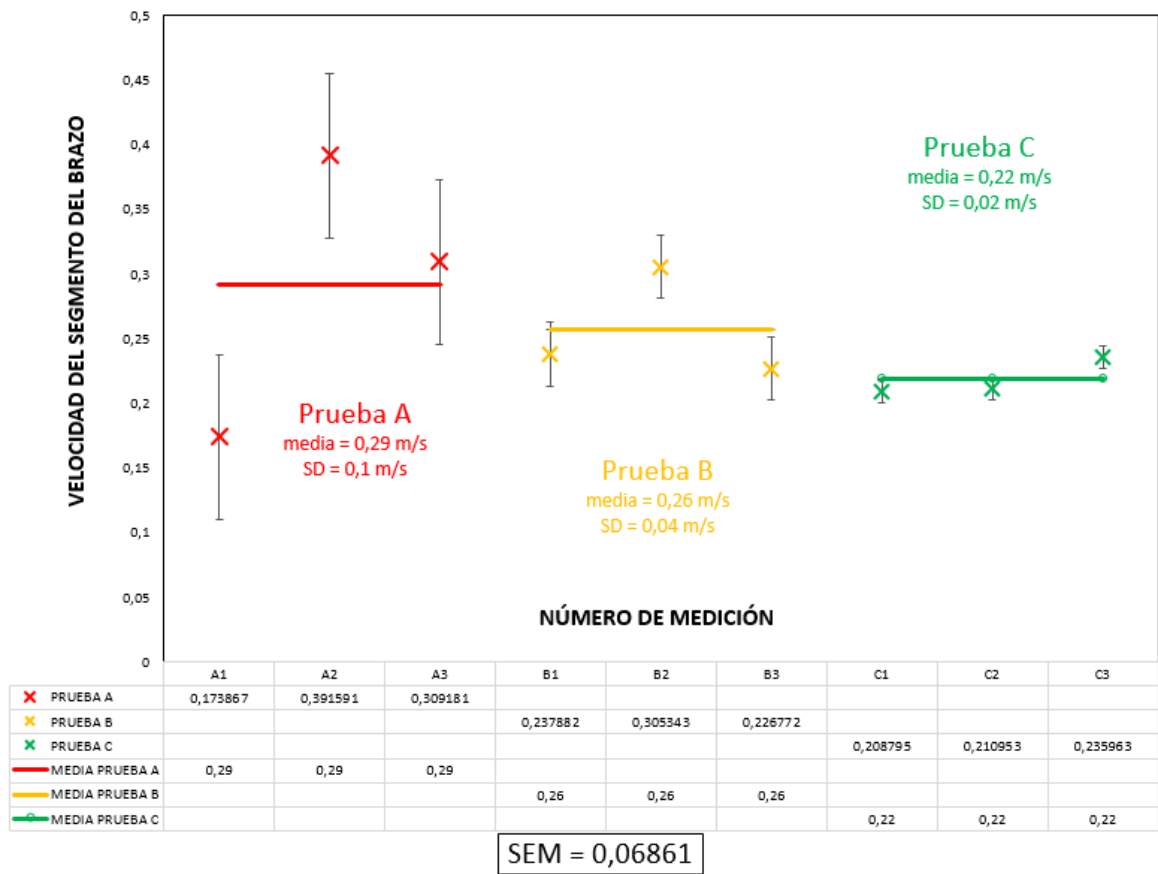


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

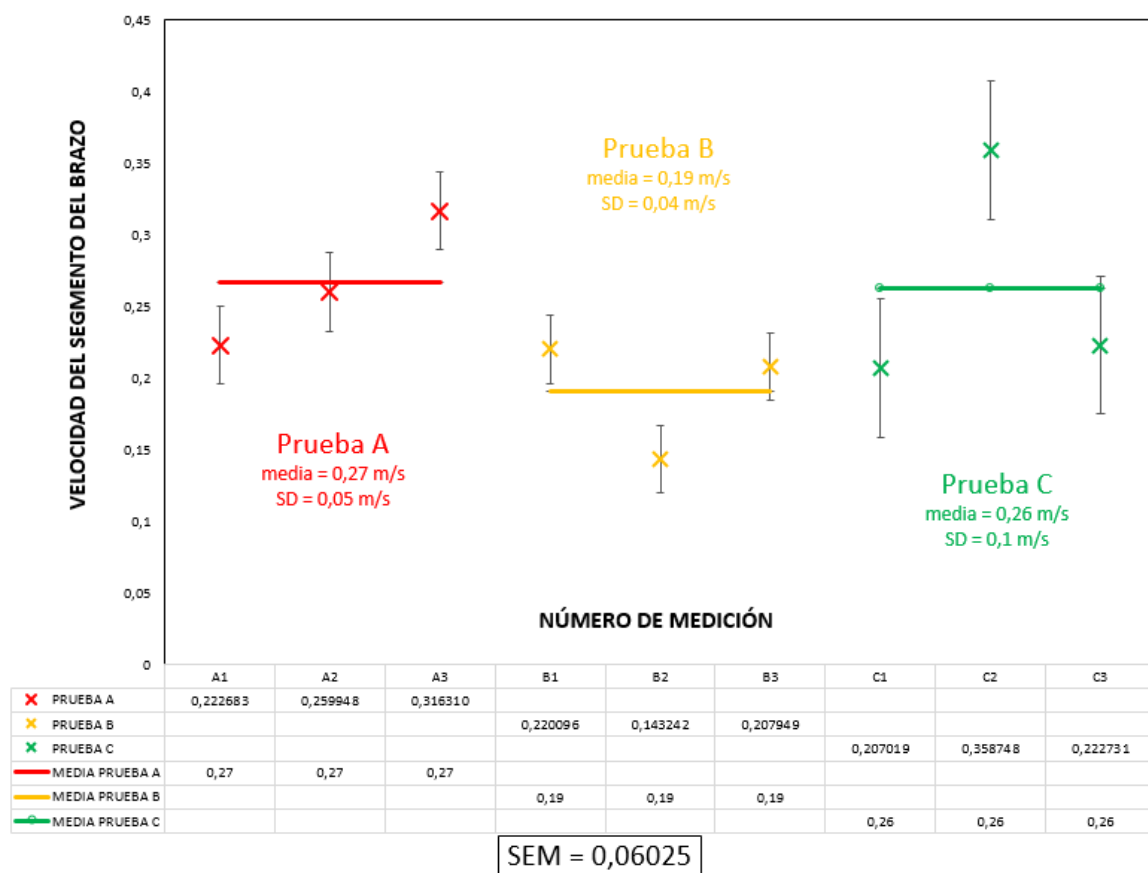


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

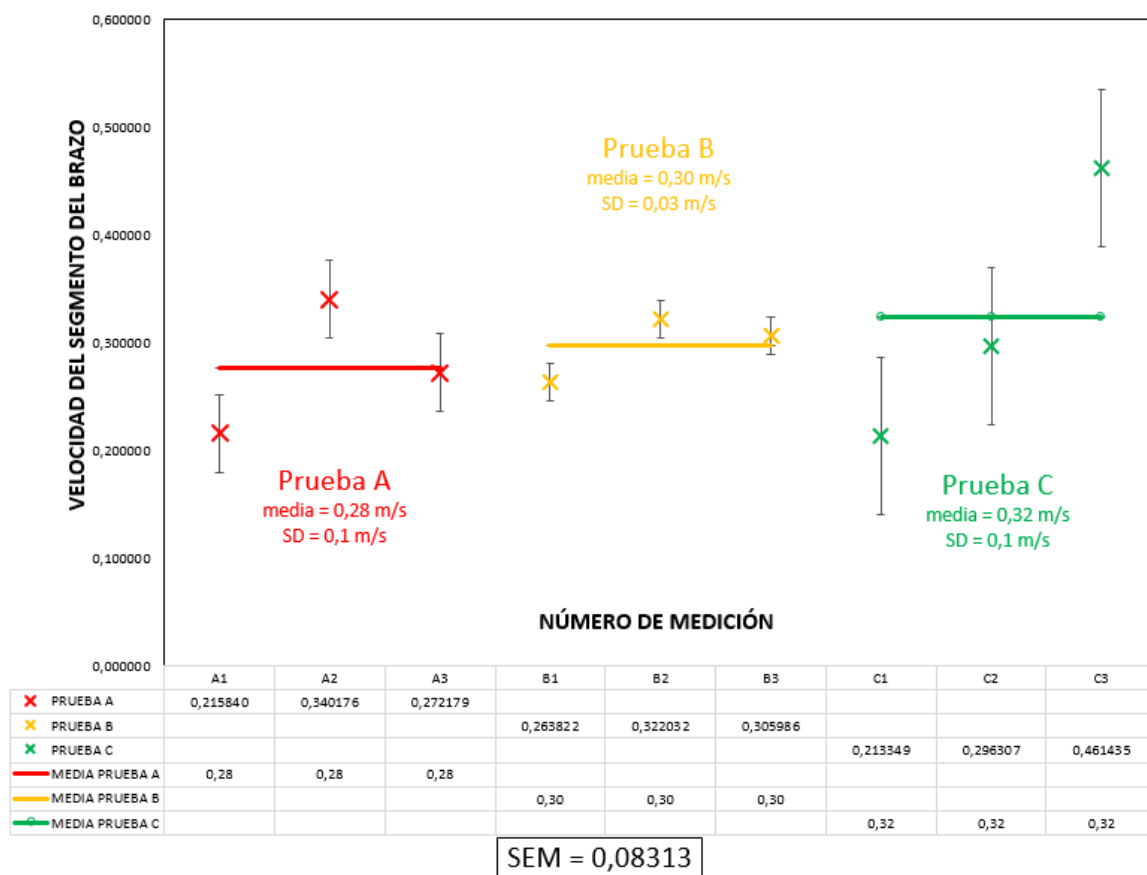


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.

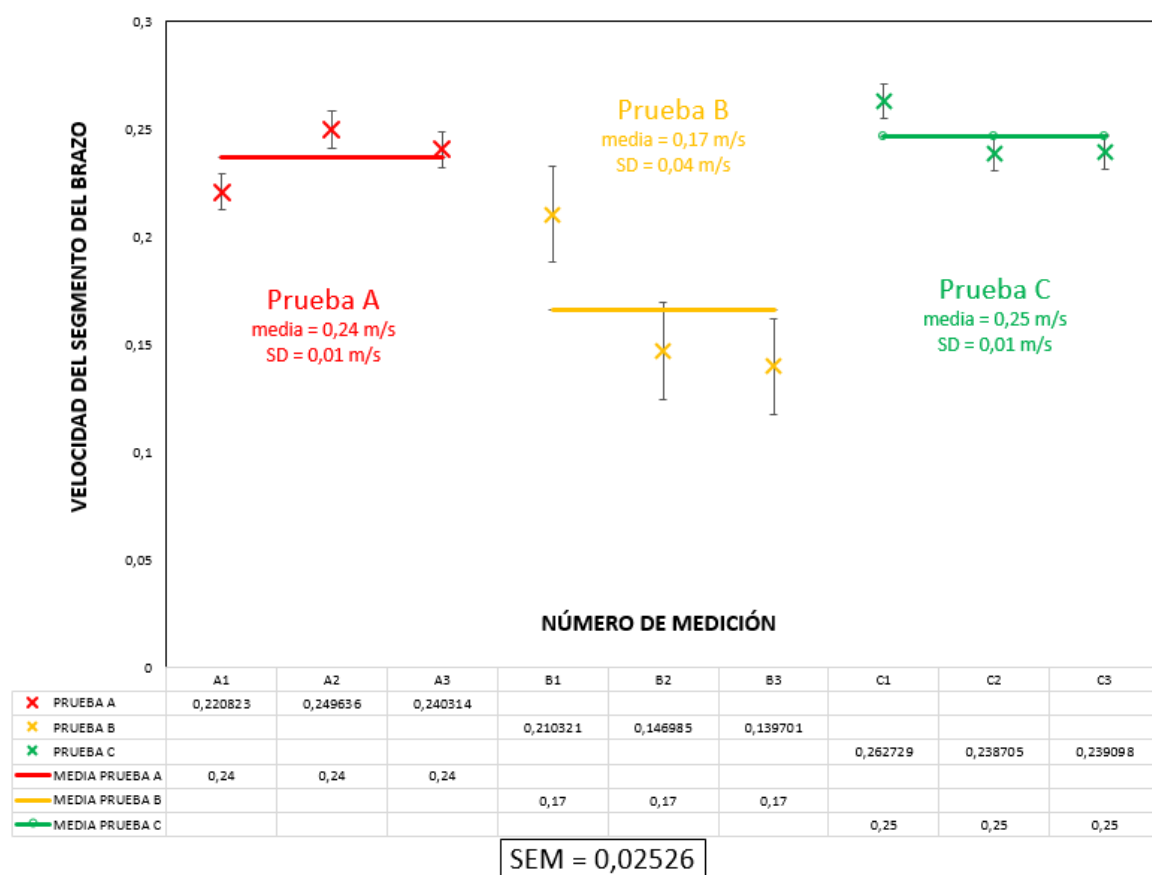


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.

Bailarín 2. Hombre de 30 años, 186 cm de estatura y 75 kg de masa corporal.

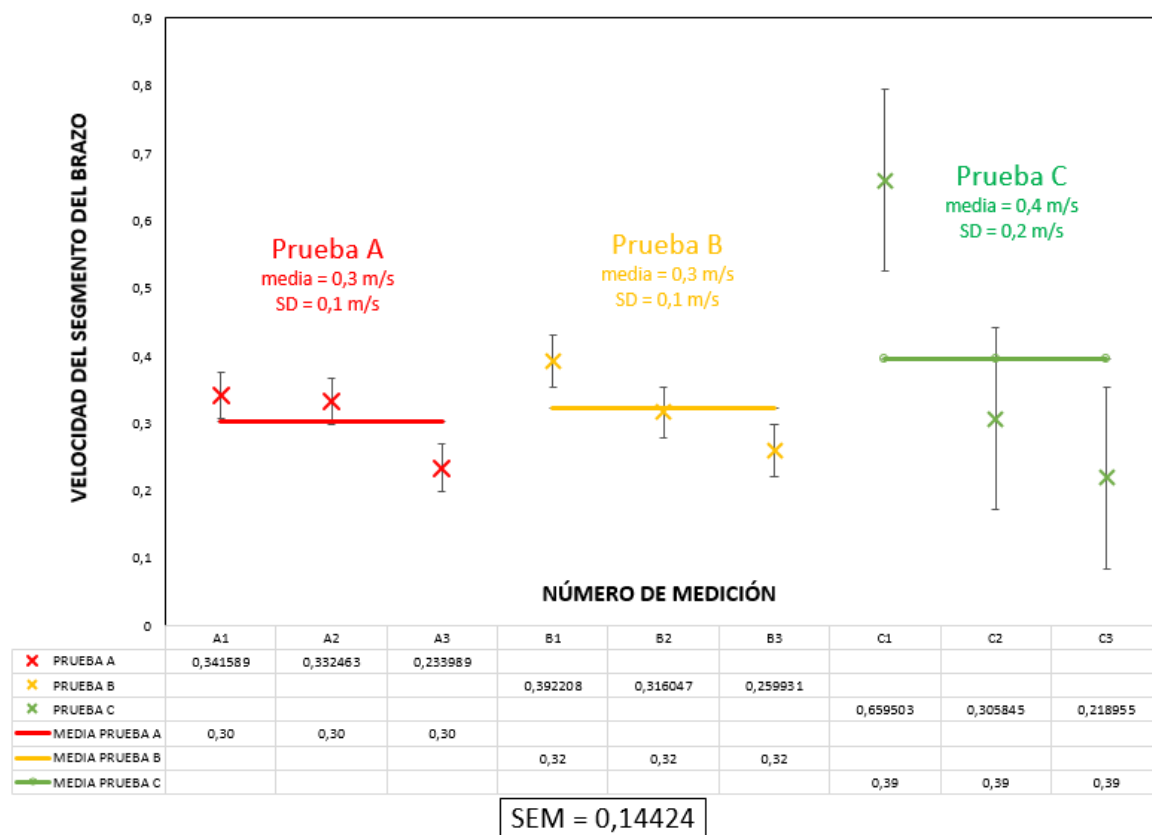


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

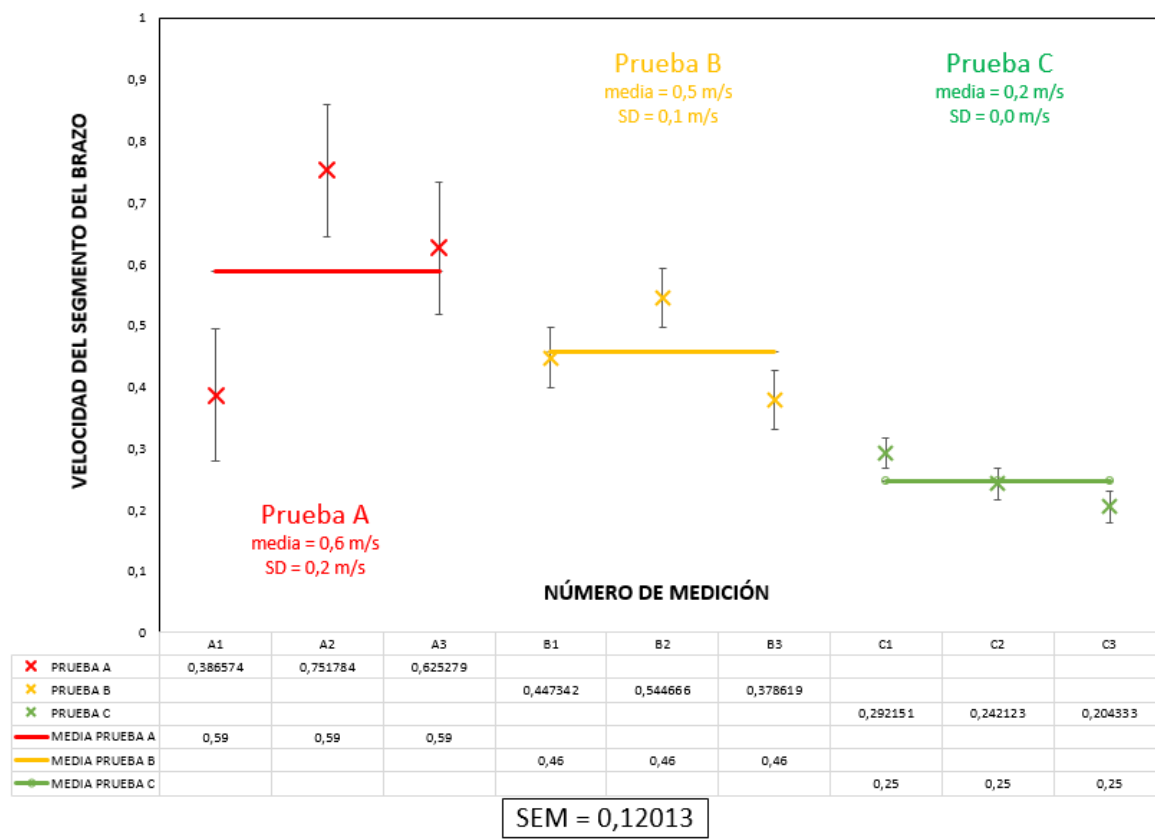


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

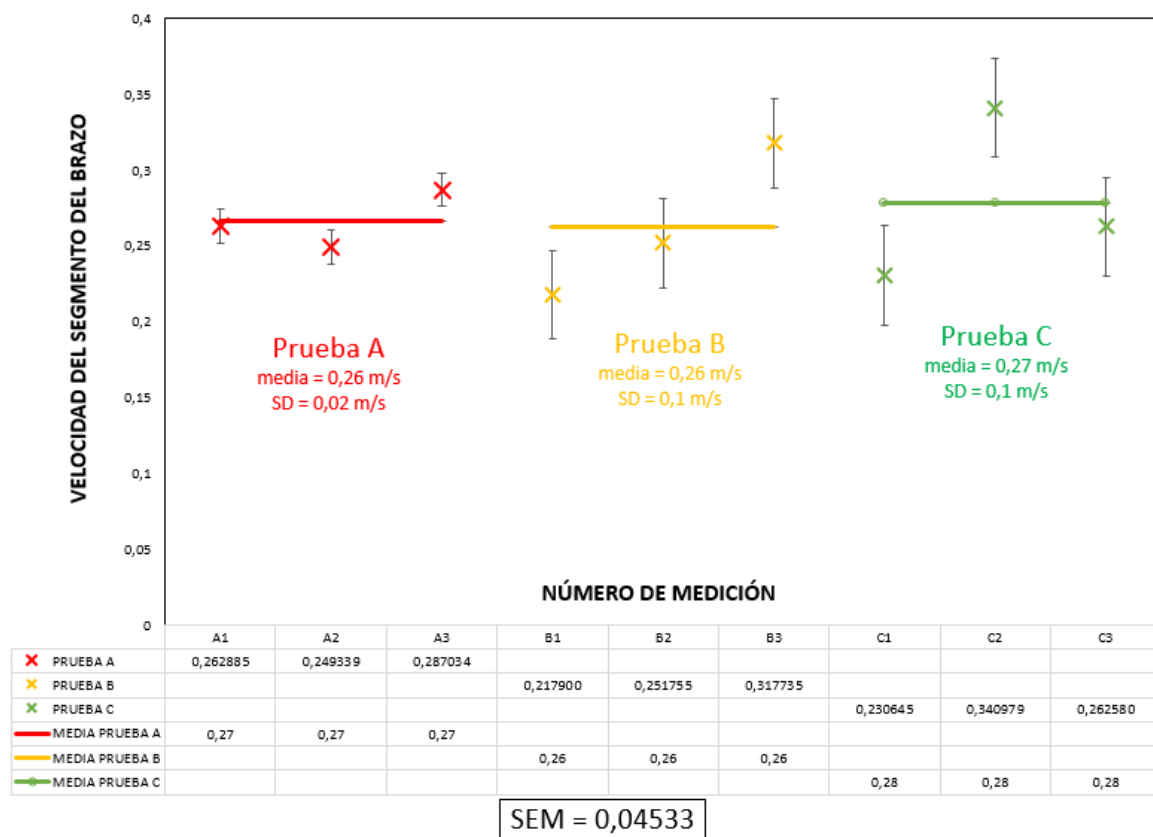


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

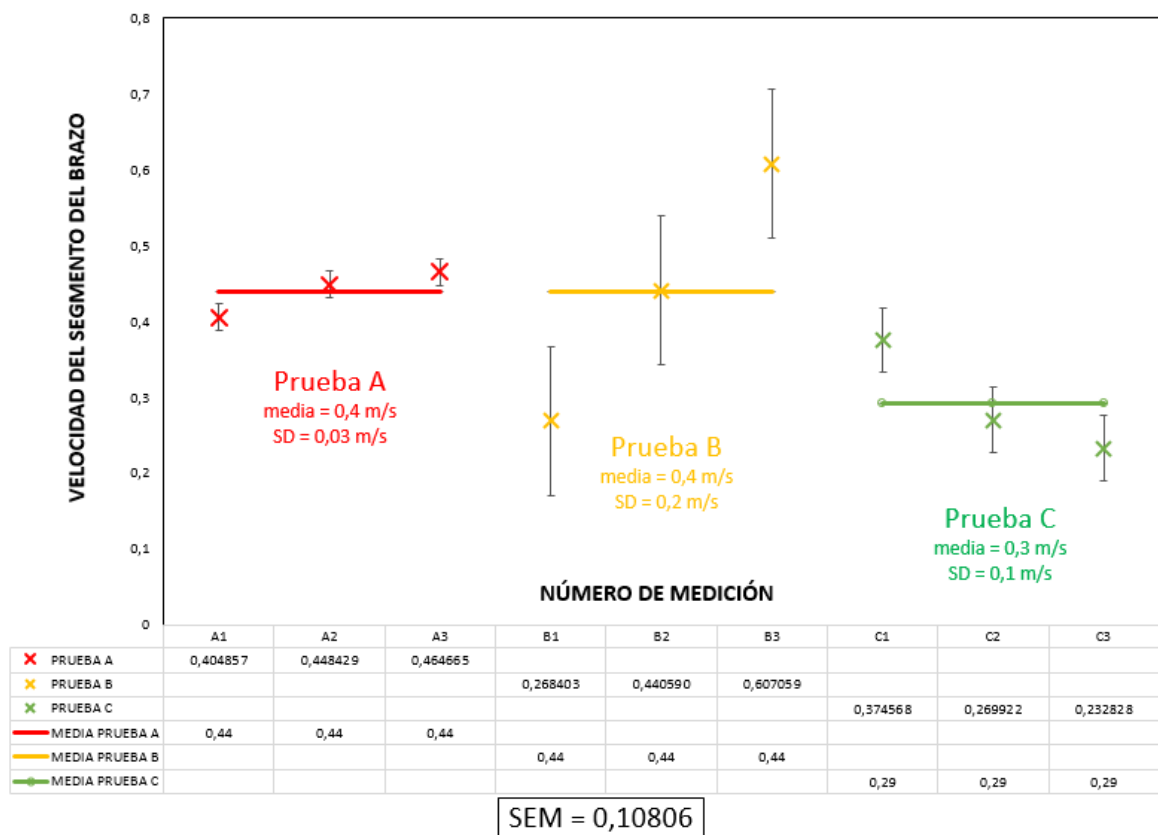


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

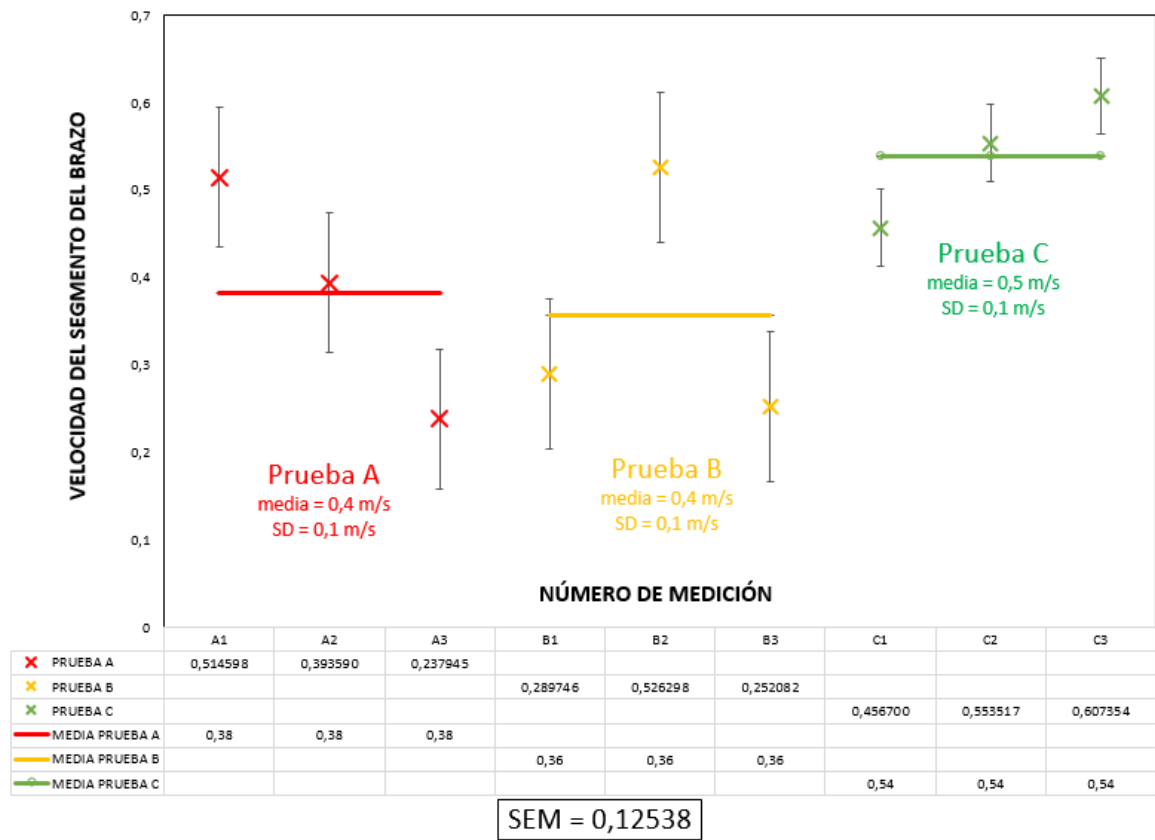


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

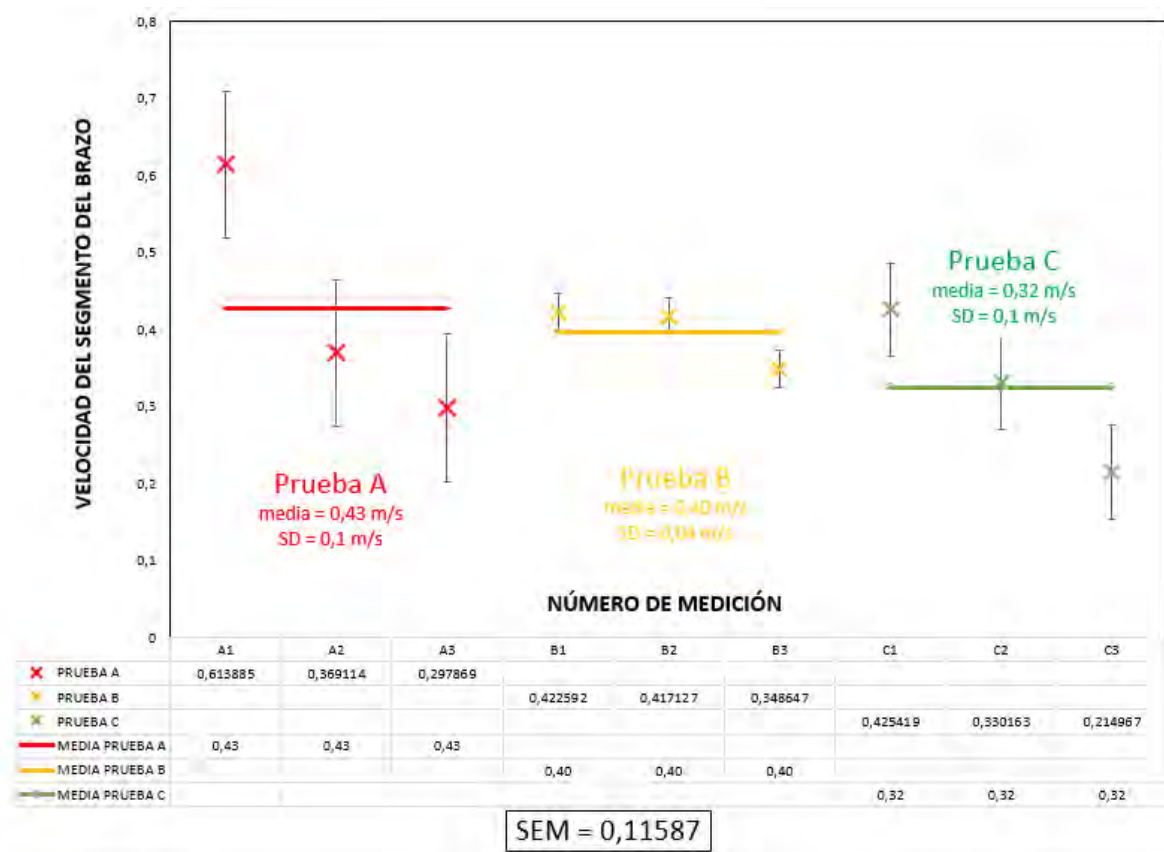


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

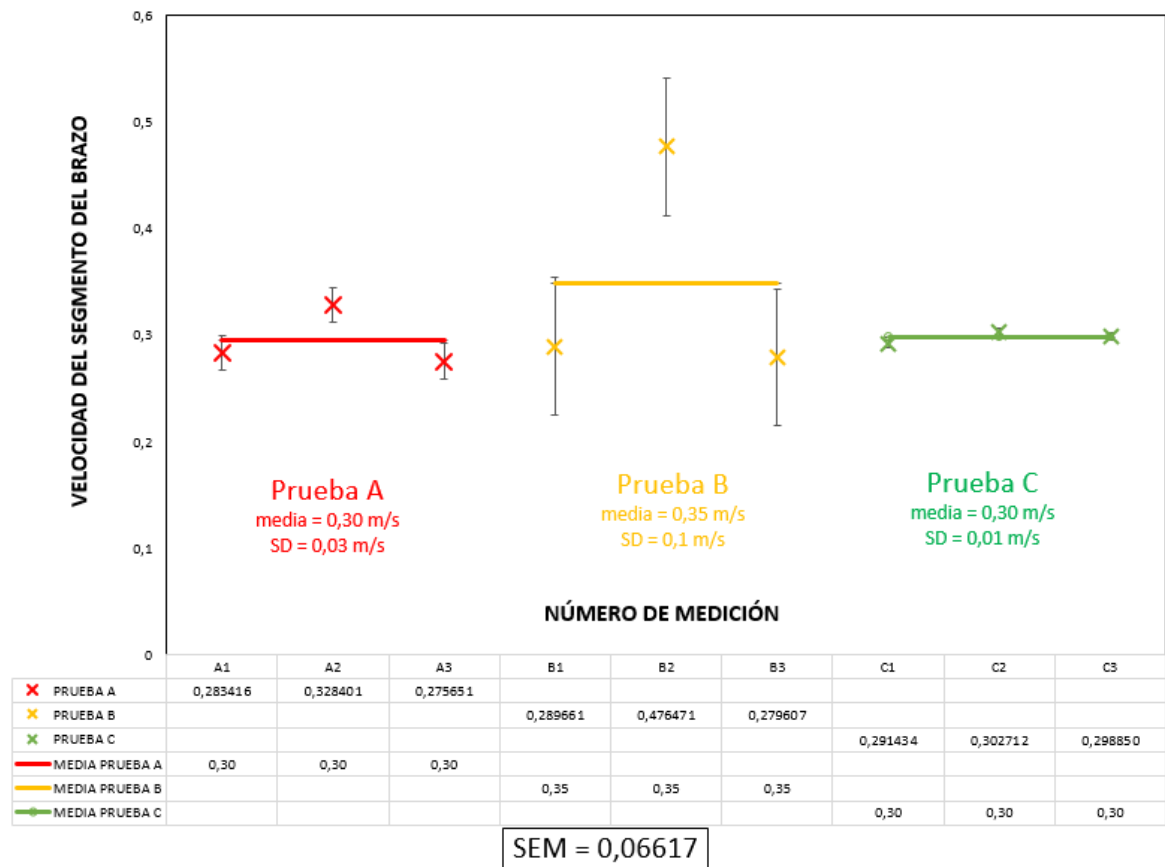


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.

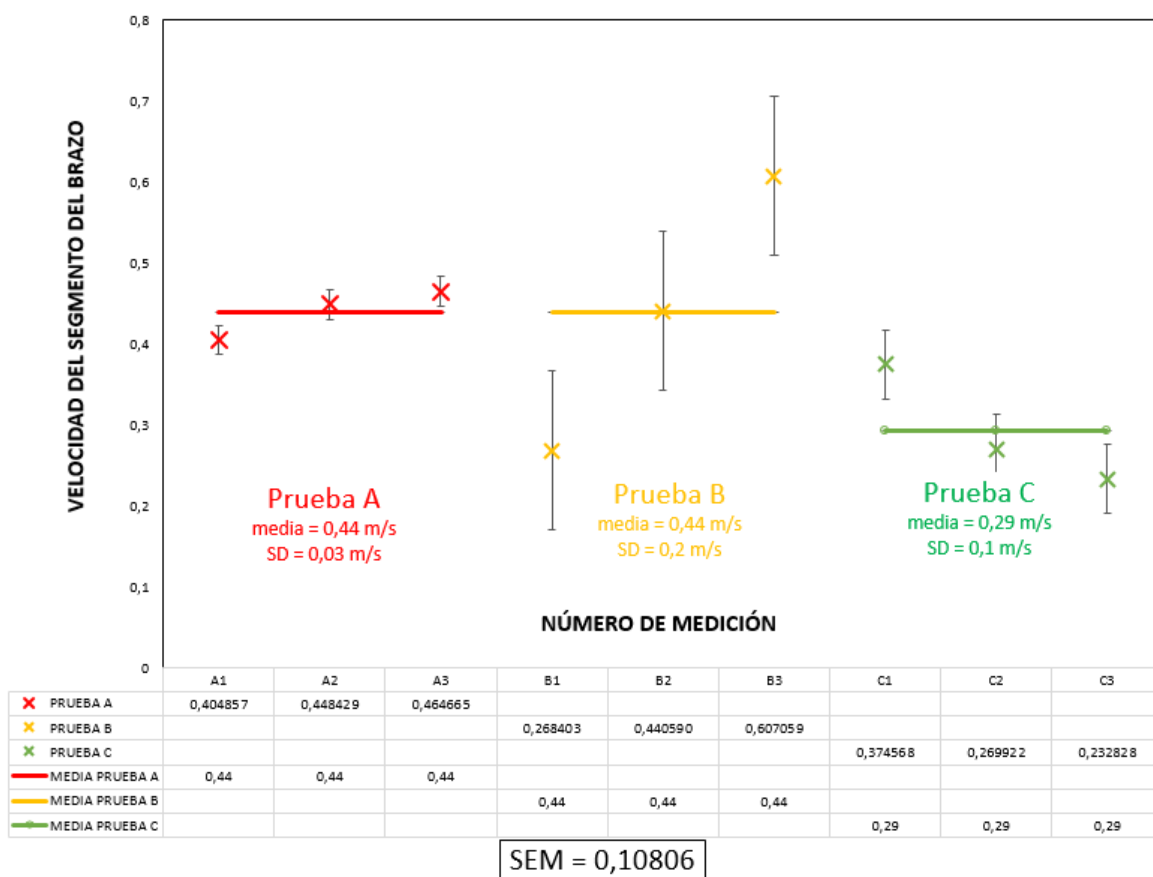


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.

Bailarín 3. Joven de 17 años, 171 cm de estatura y 64 kg de masa corporal.

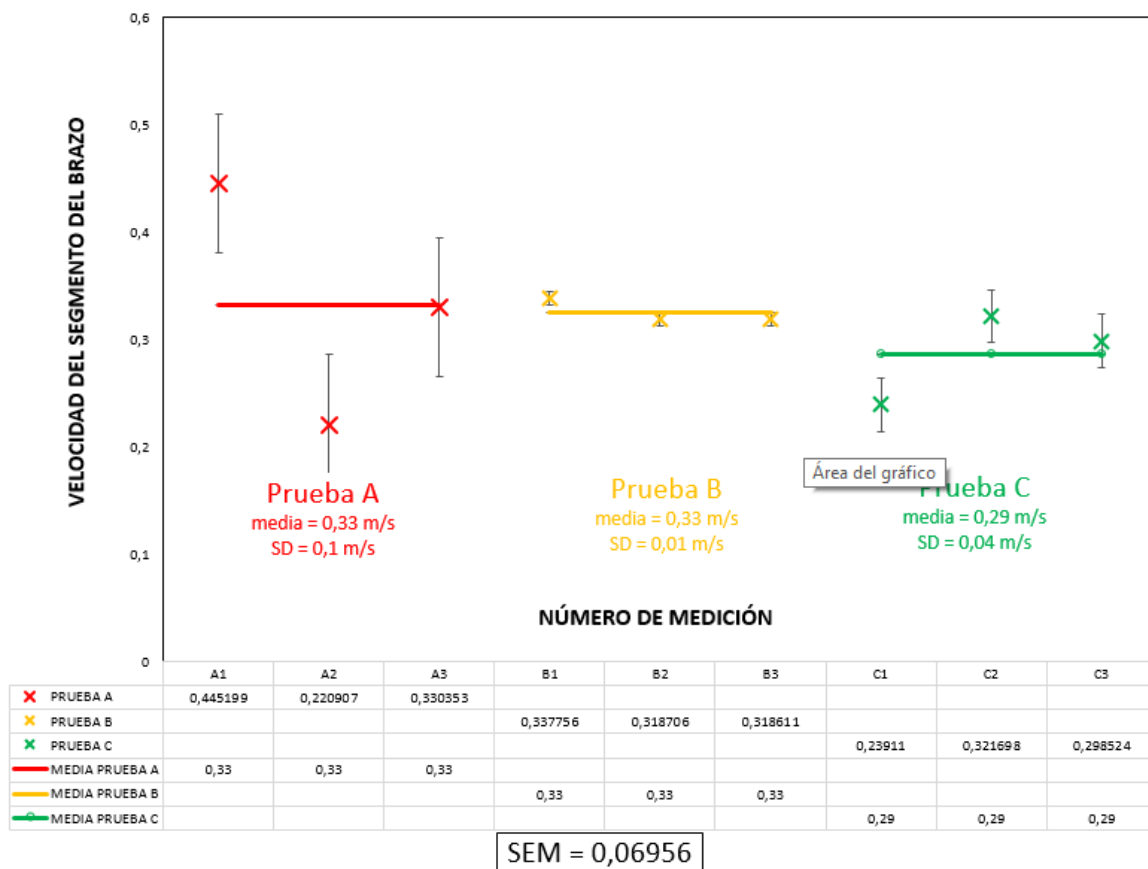


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

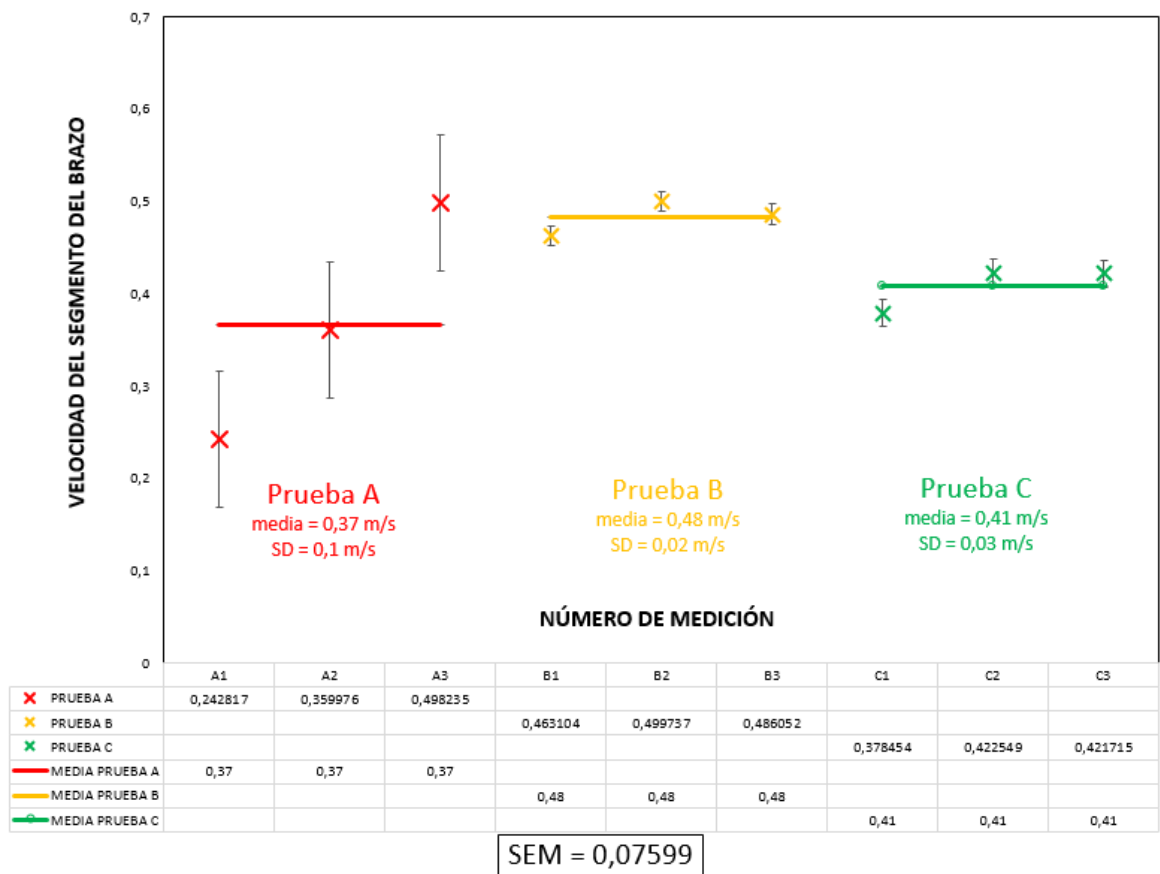


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 2/4.

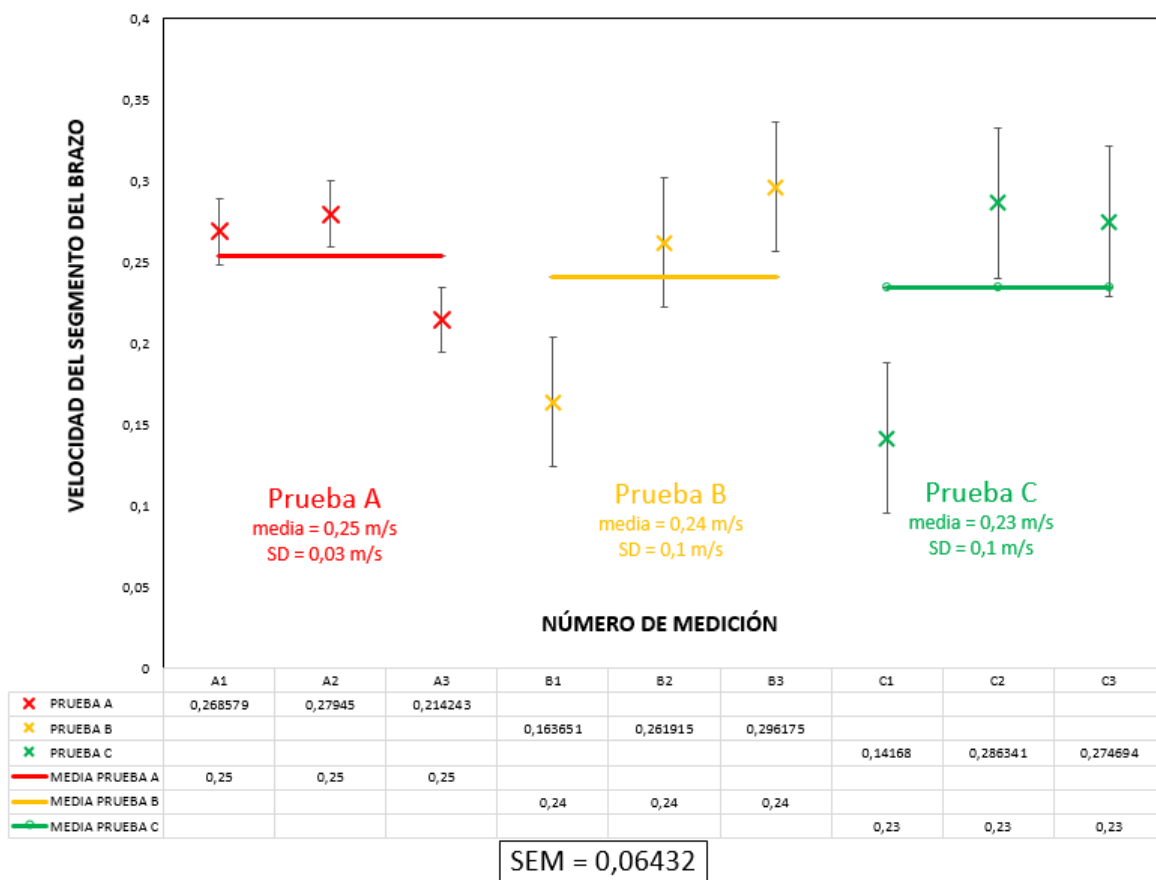


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

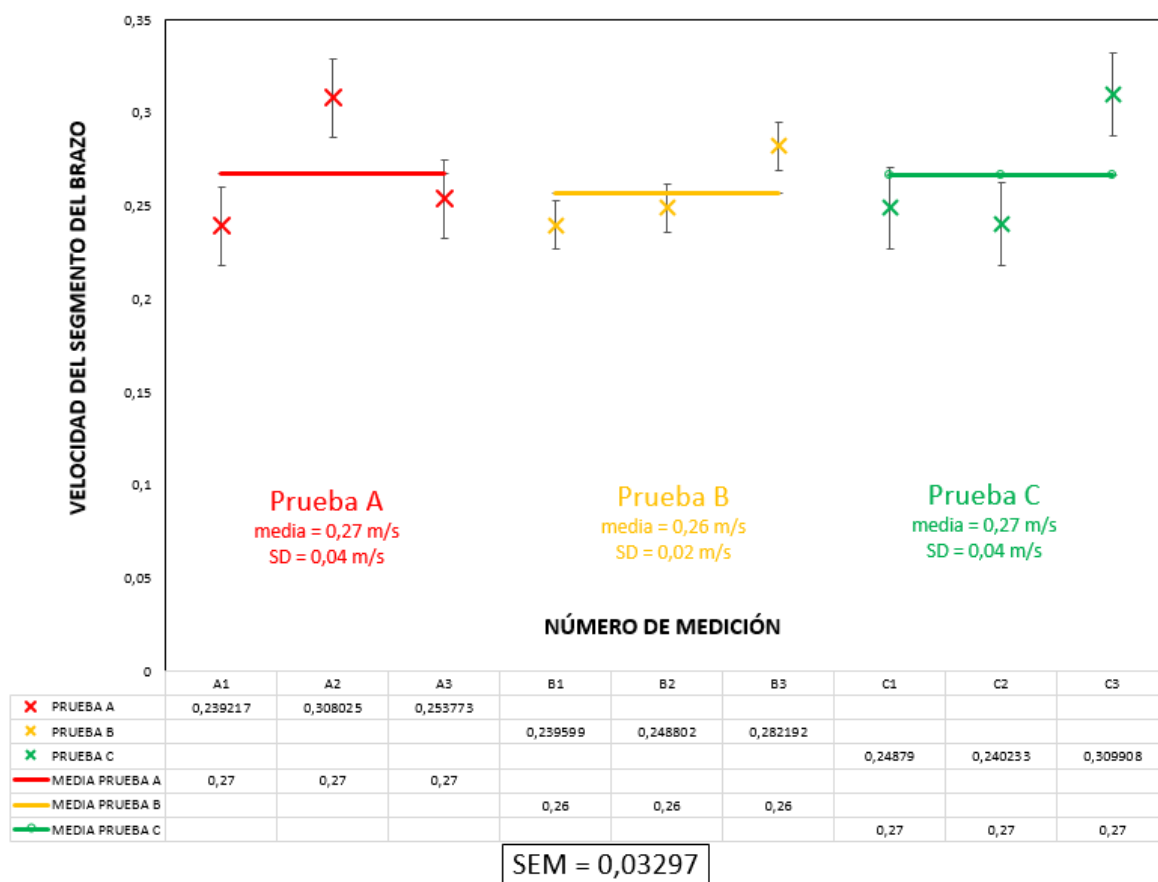


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 1, a un tempo de 4/4.

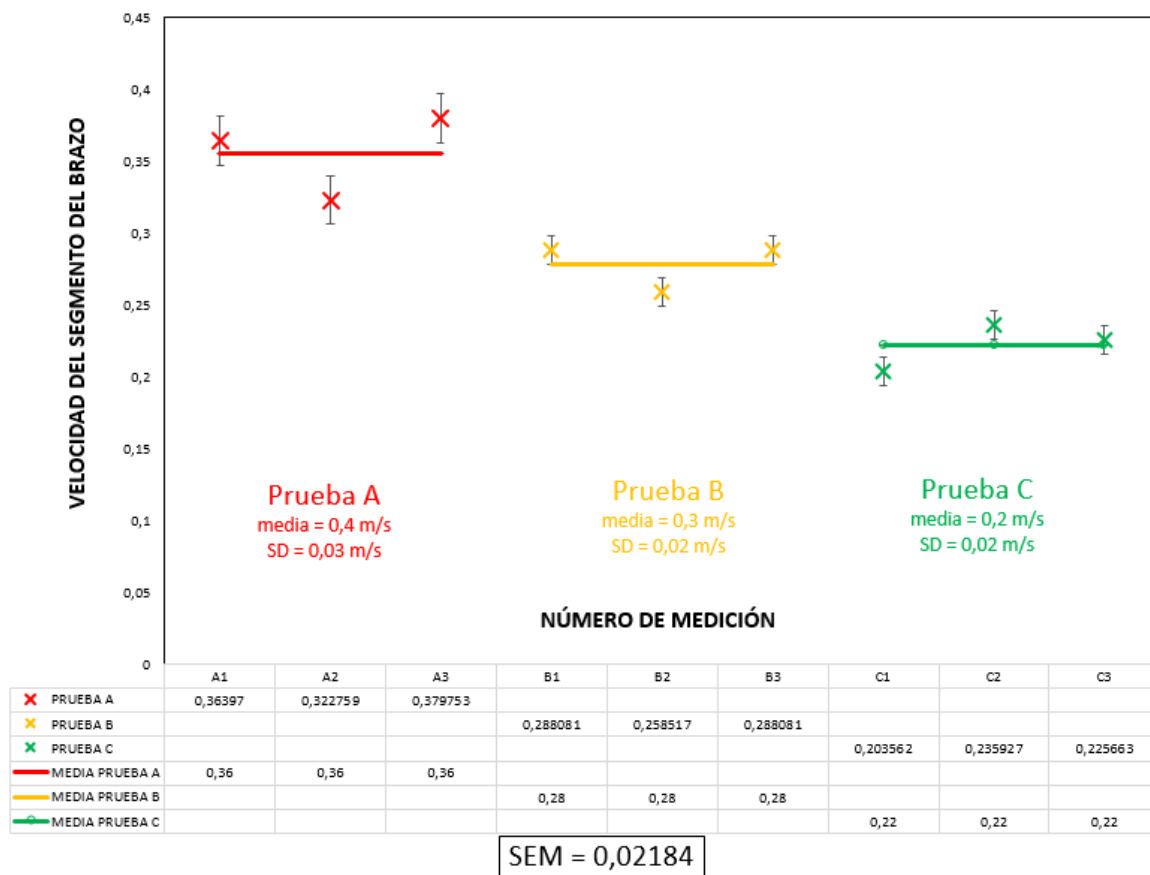


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

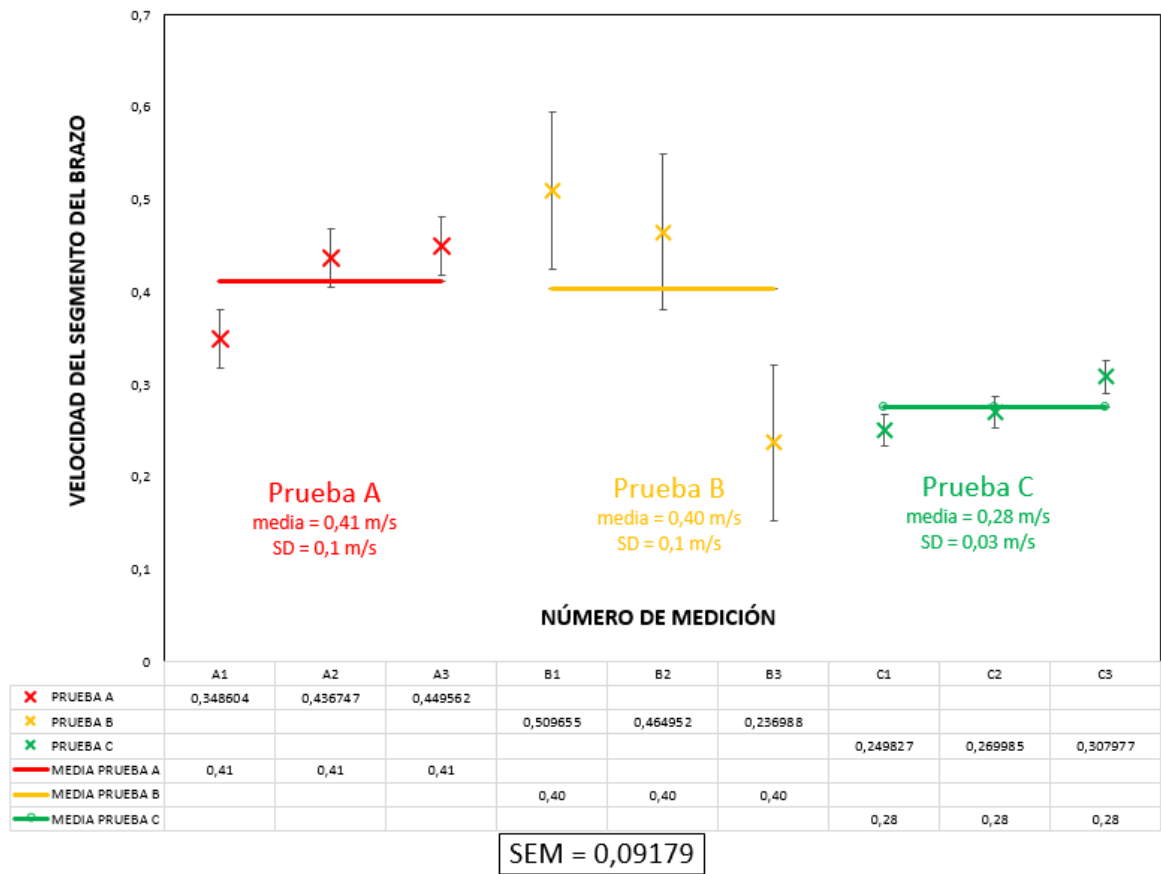


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 2/4.

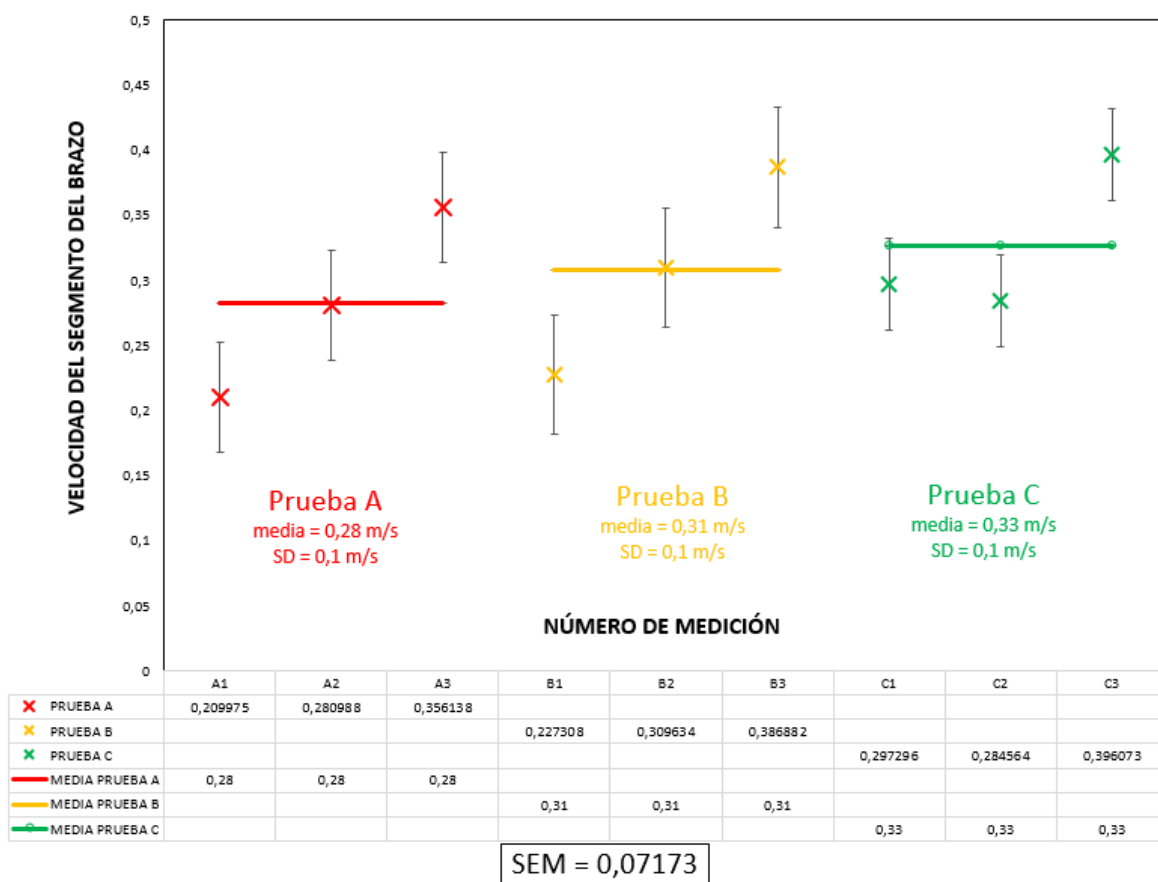


Gráfico de la sesión del día 1, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.

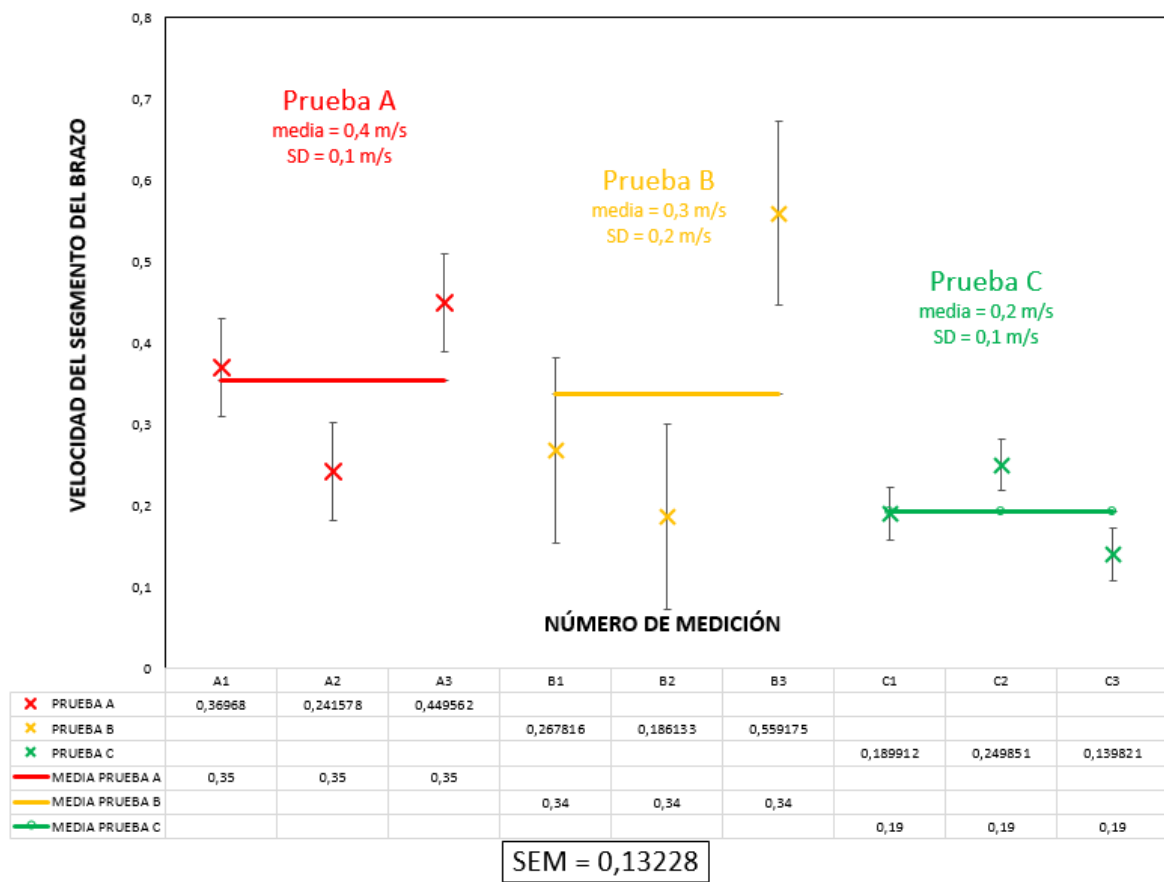


Gráfico de la sesión del día 2, para el evaluador 2, a un tempo de 4/4.