

# **ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**ANÁLISIS DE PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS EN MODELOS  
MUSCULOESQUELÉTICOS DEL CUELLO-CABEZA**

**ANÁLISIS DE PARÁMETROS DE ESFUERZOS INTERNOS EN UN  
MODELO MUSCULOESQUELÉTICO DEL CUELLO-CABEZA EN  
ACCIDENTES DE VEHÍCULO**

**TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR PRESENTADO COMO REQUISITO  
PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO**

**LUIS MATEO PEREZ DIAZ**

**luis.perez04@epn.edu.ec**

**DIRECTOR: ING. LUIS RICARDO SOTO AYMAR**

**ricardo.soto@epn.edu.ec**

**DMQ, julio 2024**

## **CERTIFICACIONES**

Yo, LUIS MATEO PEREZ DIAZ declaro que el trabajo de integración curricular aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

---

**LUIS MATEO PEREZ DIAZ**

Certifico que el presente trabajo de integración curricular fue desarrollado por LUIS MATEO PEREZ DIAZ, bajo mi supervisión.

---

**ING. LUIS RICARDO SOTO AYMAR**

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA**

A través de la presente declaración, afirmamos que el trabajo de integración curricular aquí descrito, así como el (los) producto(s) resultante(s) del mismo, son públicos y estarán a disposición de la comunidad a través del repositorio institucional de la Escuela Politécnica Nacional; sin embargo, la titularidad de los derechos patrimoniales nos corresponde a los autores que hemos contribuido en el desarrollo del presente trabajo; observando para el efecto las disposiciones establecidas por el órgano competente en propiedad intelectual, la normativa interna y demás normas.

LUIS MATEO PEREZ DIAZ

LUIS RICARDO SOTO AYMAR

## DEDICATORIA

El presente trabajo representa la culminación de una etapa y el comienzo de otra. Si bien no era la trayectoria que inicialmente deseaba, no me arrepiento de haberla elegido, ya que me ha permitido conocer diversos lugares que de otro modo no habría podido conocer y vivir grandes experiencias con personas maravillosas. Mi próxima meta es trabajar para lograr un mejor país. Si bien nací en un país pobre y corrupto, no es mi culpa, pero si muero en un país pobre y corrupto, sí será mi culpa.

Con ello, dedico esta TIC a todas las personas que me han apoyado durante estos años.

A mi padre Luis Alberto Pérez Rojas por enseñarme a aprovechar cada oportunidad que la vida me da y que si algo deseo tengo que trabajar para poder conseguirlo.

A mi madre Ana Eufemia Díaz Aizaga por enseñarme que todo se puede lograr, solamente se necesita ser constante y trabajar por ello.

A mi hermana Karla Martina Pérez Díaz por acompañarme todos los días y no dejarme solo esas largas noches de estudio y trabajo. Además, por su ayuda en varios trabajos.

A mis amigos por estar conmigo en cada momento de esta etapa, sea en el aula de clase, en el Maremoto, en la asociación, en Alemania y en cada fiesta a la que fuimos.

## AGRADECIMIENTO

Al finalizar mi TIC y terminar mis estudios, solo me queda agradecer a las personas que me ayudaron en toda esta etapa de mi vida.

Primeramente, quiero agradecer a mi madre y a mi padre por su apoyo brindado a lo largo de esta carrera universitaria. Sin su apoyo, no hubiera logrado lo que he logrado actualmente.

Quiero agradecer a mi hermana por su ayuda a lo largo de mis estudios, ya sea para estudiar o por su apoyo en trabajos.

A mis abuelos Luz María Rojas y Luis Gilberto Pérez por el apoyo que me dieron desde el primer día en que entré a estudiar a mis 5 años hasta el último día donde logré graduarme de la universidad.

A mi tío el Ing. Edwin Pérez por darme la primera oportunidad de tener mis primeros pasos en el mundo laboral desde los inicios de mi carrera hasta el final.

Quiero agradecer al Ing. William Venegas y al Ing. Ricardo Soto por brindarme su conocimiento y apoyo al momento de realizar este trabajo. Sin su ayuda, no hubiera sido posible la realización de este proyecto. Muchas gracias.

Quiero agradecer a todos los profesores que me acompañaron desde mi primer día en nivelación hasta mi último semestre, gracias por compartir su conocimiento académico y de valores.

Un agradecimiento a todos mis amigos que estuvieron conmigo a lo largo de este viaje. Agradecerles a todos individualmente ocuparía una gran parte de este trabajo, pero gracias por estar conmigo Mateo, Boris, Isaac, Erick, Omar, Kevin, Anghel, Wilson, Lucho, a los miembros de la CulTaTorcida y a todos los demás. Su amistad hizo que esta etapa sea una de las mejores.

Quiero agradecer al DAAD por darme la oportunidad, mediante la beca “Study Visits by Groups of Foreign Students” para poder conocer Alemania, conocer varias universidades y poder abrir mis fronteras hacia una nueva visión del mundo. Además, quiero agradecer a la Escuela Politécnica Nacional por su apoyo económico para poder realizar este maravilloso viaje de conocimiento y experiencias.

Por último, quiero agradecer a los grandes artistas que, con su maravillosa música, me acompañaron en los momentos de estudio y de hacer deberes.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIONES .....	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	II
DEDICATORIA .....	III
AGRADECIMIENTO .....	IV
ÍNDICE DE CONTENIDO .....	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS .....	XI
GLOSARIO DE TÉRMINOS .....	XII
RESUMEN .....	XIII
ABSTRACT .....	XIV
INTRODUCCION.....	1
Objetivo general.....	2
Objetivos específicos.....	2
Alcance .....	2
1. Marco teórico .....	3
1.1. Biomecánica del cuello .....	3
1.1.1. Columna vertebral.....	3
1.1.2. Columna cervical.....	4
1.1.3. Musculatura de cuello .....	4
1.1.4. Movimientos del cuello.....	5
1.2. Posturas forzadas o escenarios de impacto .....	6
1.3. Métodos de análisis .....	6
1.3.1. Electromiografía (EMG) .....	7
1.3.2. Fotogrametría.....	7
1.4. Introducción a OpenSim .....	8
1.4.1. Capacidades del software .....	8
1.5. Métodos de análisis estadístico.....	9

1.5.1.	Medidas de tendencia central.....	9
1.5.2.	Percentiles .....	9
1.5.3.	Análisis de varianza (ANOVA).....	9
1.5.3.1.	Coeficientes de fiabilidad.....	10
1.5.3.2.	Tipos de análisis de varianza .....	11
1.5.3.3.	Niveles de significancia.....	12
2.	METODOLOGÍA .....	13
2.1.	Fase de instrumentación .....	15
2.1.1.	Instrumentos para fotogrametría .....	15
2.1.2.	Instrumentos para electromiografía.....	16
2.2.	Fase de calibración y experimentación .....	16
2.2.1.	Marcadores y posición .....	17
2.2.2.	Movimientos de calibración .....	20
2.2.3.	Movimientos para la experimentación.....	21
2.3.	Procesamiento de datos .....	24
2.3.1.	Almacenamiento de frecuencias APDF.....	24
2.3.2.	Almacenamiento de resultados .....	27
2.3.3.	Obtención de gráficas .....	29
2.4.	Modelado en OpenSim .....	30
2.4.1.	Obtención de archivo Tracker de escalado.....	33
2.4.2.	Obtención de archivo Tracker de movimiento.....	33
2.4.3.	Obtención de archivo Tracker de fuerza .....	33
2.4.4.	Cálculo de frecuencias APDF.....	34
2.5.	Cálculo de correlaciones estadísticas .....	35
2.6.	Análisis de significancia.....	36
3.	RESULTADOS, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	38
3.1.	Resultados .....	38
3.1.1.	Actividad muscular experimental.....	38
3.1.1.1.	Cuello derecho .....	38

3.1.1.2.	Cuello izquierdo .....	39
3.1.1.3.	Trapezio derecho .....	39
3.1.1.4.	Trapezio izquierdo .....	40
3.1.1.5.	Resumen de datos obtenidos .....	40
3.1.1.6.	Análisis de correlaciones estadísticas.....	42
3.1.1.7.	Análisis de significancia .....	43
3.1.1.7.1.	Cuello derecho .....	43
3.1.1.7.2.	Cuello izquierdo .....	44
3.1.1.7.3.	Trapezio derecho .....	45
3.1.1.7.4.	Trapezio izquierdo .....	46
3.1.2.	Actividad muscular obtenida en OpenSim .....	47
3.1.2.1.	Cuello derecho .....	48
3.1.2.2.	Cuello izquierdo .....	48
3.1.2.3.	Trapezio derecho .....	49
3.1.2.4.	Trapezio izquierdo .....	49
3.1.2.5.	Resumen de datos obtenidos .....	50
3.1.2.6.	Análisis de correlaciones obtenidas .....	51
3.1.2.7.	Análisis de significancia .....	52
3.1.2.7.1.	Cuello derecho .....	53
3.1.2.7.2.	Cuello izquierdo .....	54
3.1.2.7.3.	Trapezio derecho .....	55
3.1.2.7.4.	Trapezio izquierdo .....	56
3.1.3.	Datos experimentales y simulados.....	57
3.1.3.1.	Cuello derecho .....	57
3.1.3.2.	Cuello izquierdo .....	58
3.1.3.3.	Trapezio derecho .....	58
3.1.3.4.	Trapezio izquierdo .....	59
3.1.3.5.	Resumen de datos obtenidos .....	59
3.2.	Conclusiones.....	61

3.3.	Recomendaciones .....	62
4.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	63
5.	ANEXOS .....	65
	ANEXO I.....	66
	ANEXO II.....	73
	ANEXO III.....	84
	ANEXO IV .....	85
	ANEXO V .....	86
	ANEXO VI .....	88
	ANEXO VII .....	90
	ANEXO VIII .....	92
	ANEXO IX .....	93
	ANEXO X .....	97

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura. 1.1.</b> Estructura de la columna vertebral.....	3
<b>Figura. 1.2.</b> Estructura de la columna cervical .....	4
<b>Figura. 1.3.</b> Movimientos del cuello. ....	5
<b>Figura. 1.4.</b> Movimiento de latigazo cervical (whiplash).....	6
<b>Figura 2.1.</b> Metodología aplicada.....	14
<b>Figura 2.2.</b> Marcadores reflectantes. ....	15
<b>Figura 2.3.</b> Cámara de video.....	16
<b>Figura 2.4.</b> Sensor EMG.....	16
<b>Figura 2.5.</b> Movimiento de flexo-extensión.....	17
<b>Figura 2.6.</b> Posiciones de los marcadores reflectantes.....	18
<b>Figura 2.7.</b> Músculos a) Esplenio b) Trapecio .....	19
<b>Figura 2.8.</b> Posición de los sensores EMG.....	20
<b>Figura 2.9.</b> Movimientos de calibración a) Derecha b) Izquierda.....	21
<b>Figura 2.10.</b> Movimientos de latigazo cervical.....	22
<b>Figura 2.11.</b> Chronojump Force Sensor y accesorios. ....	22
<b>Figura 2.12.</b> Colocación del equipo para realizar el experimento. ....	23
<b>Figura 2.13.</b> Fuerza máxima aplicada en el escenario del accidente vehicular. ....	23
<b>Figura 2.14.</b> Diagrama de flujo para almacenamiento de frecuencias APDF.....	26
<b>Figura 2.15.</b> Diagrama de flujo de almacenamiento de datos.....	28
<b>Figura 2.16.</b> Diagrama de flujo para obtención de graficas.....	29
<b>Figura 2.17.</b> Diagrama de flujo para preparación previo al procesamiento en OpenSim.....	30
<b>Figura 2.18.</b> Diagrama de flujo del procesamiento de OpenSim. ....	32

<b>Figura 3.1.</b> Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para cuello derecho. ....	38
<b>Figura 3.2.</b> Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para cuello izquierdo. ..	39
<b>Figura 3.3.</b> Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para trapecio derecho. ....	39
<b>Figura 3.4.</b> Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para trapecio izquierdo. ....	40
<b>Figura 3.5.</b> Diferencia significativa experimental en cuello derecho. ....	44
<b>Figura 3.6.</b> Diferencia significativa experimental en cuello izquierdo. ....	45
<b>Figura 3.7.</b> Diferencia significativa experimental en trapecio derecho. ....	46
<b>Figura 3.8.</b> Diferencia significativa experimental en trapecio izquierdo. ....	47
<b>Figura 3.9.</b> Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para cuello derecho. ....	48
<b>Figura 3.10.</b> Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para cuello izquierdo. ....	48
<b>Figura 3.11.</b> Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para trapecio derecho. ....	49
<b>Figura 3.12.</b> Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para trapecio izquierdo. ....	49
<b>Figura 3.13.</b> Diferencia significativa simulada en cuello derecho. ....	53
<b>Figura 3.14.</b> Diferencia significativa simulada en cuello izquierdo. ....	54
<b>Figura 3.15.</b> Diferencia significativa simulada en trapecio derecho. ....	55
<b>Figura 3.16.</b> Diferencia significativa simulada en trapecio izquierdo. ....	56
<b>Figura 3.17.</b> Comparación experimental y simulada para cuello derecho. ....	57
<b>Figura 3.18.</b> Comparación experimental y simulada para cuello izquierdo. ....	58
<b>Figura 3.19.</b> Comparación experimental y simulada para trapecio derecho. ....	58
<b>Figura 3.20.</b> Comparación experimental y simulada para trapecio izquierdo. ....	59

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 3.1.</b> Resumen de actividad muscular experimental .....	40
<b>Tabla 3.2.</b> Coeficientes de correlación obtenidos para el experimento.....	42
<b>Tabla 3.3.</b> Resumen de actividad muscular simulada .....	50
<b>Tabla 3.4.</b> Coeficientes de correlación obtenidos para OpenSim .....	51
<b>Tabla 3.5.</b> Resumen de actividad muscular experimental y simulada .....	59

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

- **ANOVA:** Análisis de la Varianza (Analysis of Variance)
- **cmc:** Coeficiente Múltiple de Correlación (Multiple Correlation Coefficient)
- **ICC:** Coeficiente de Correlación Intraclase (Intraclass Correlation Coefficient)
- **SEM:** Error Estándar de la Medición (Standard Error of the Mean)
- **APDF:** Amplitud Probabilística de la Distribución de Frecuencias
- **Xm:** Curva del patrón funcional (flexo extensión)
- **XmExp:** Curva experimental del escenario de accidente vehicular (latigazo cervical)
- **XmSim:** Curva simulada del escenario de accidente vehicular (latigazo cervical)
- **XMedia:** Curva resultante de la media de dos curvas
- **$\Delta X$ :** Porcentaje de incremento de la actividad muscular
- **$\Delta E$ :** Error relativo entre dos mediciones

## RESUMEN

En esta investigación se lleva a cabo el análisis de parámetros antropométricos en modelos musculoesqueléticos del sistema cuello-cabeza. Para este propósito, se emplean métodos de análisis como la fotogrametría y la electromiografía. Se define un protocolo de pruebas que simula un escenario de accidente vehicular, donde se capturan medidas de actividad muscular mediante la colocación de marcadores y sensores EMG en músculos específicos. El análisis se realiza mediante dos métodos distintos: cálculos programáticos y simulación con un modelo musculoesquelético en el software OpenSim. Los resultados obtenidos, que consisten en datos de actividad muscular, se comparan con patrones funcionales derivados de movimientos naturales de flexo-extensión. Se procede luego a comparar las curvas generadas por ambos tipos de movimiento: el escenario de accidente y el movimiento de flexo-extensión. Para establecer la fiabilidad de los resultados, se determinan coeficientes de correlación múltiple (CMC), error estándar de medición (SEM) y coeficiente de correlación intraclase (ICC). Se realiza además un análisis de significancia mediante ANOVA para definir el nivel de riesgo asociado al movimiento simulado de accidente. Finalmente, se valida la información obtenida a través de los coeficientes mencionados y se determina el nivel de riesgo implicado por la ejecución del movimiento de accidente en los sujetos de prueba.

**PALABRAS CLAVE:** parámetros antropométricos, musculoesquelético, fotogrametría, electromiografía, OpenSim, riesgo biomecánico.

## ABSTRACT

In this research, anthropometric parameters are analyzed in musculoskeletal models of the neck-head system. For this purpose, analysis methods such as photogrammetry and electromyography are used. A test protocol is defined to simulate a vehicular accident scenario, where measures of muscular activity are obtained by placing markers and EMG sensors on selected muscles. The analysis is conducted using two different methods: calculations performed through programming and simulation with a musculoskeletal model in OpenSim software. The obtained results, which consist of muscular activity data, are compared with functional patterns derived from natural flexion-extension movements. Subsequently, curves from each type of movement—the accident scenario and the flexion-extension movement—are compared. To establish the reliability of the results, multiple correlation coefficients (CMC), standard error of measurement (SEM), and intraclass correlation coefficient (ICC) are determined. A significance analysis using ANOVA is performed to define the level of risk associated with the simulated accident movement. Finally, the results are validated with the coefficients, establishing the level of risk involved in performing the accident movement in the test subjects.

**KEYWORDS:** anthropometric parameters, musculoskeletal, photogrammetry, electromyography, OpenSim, biomechanical risk.

## INTRODUCCION

Los accidentes vehiculares constituyen una de las principales causas de lesiones a nivel mundial, con consecuencias que pueden ir desde lesiones menores hasta discapacidades permanentes o la muerte. Entre las diversas lesiones que pueden ocurrir en un accidente de tráfico, el latigazo cervical es una de las más comunes y menos comprendidas en términos de sus mecanismos biomecánicos y sus efectos a largo plazo. Esta lesión ocurre cuando el cuello sufre un movimiento rápido y forzado hacia adelante y hacia atrás, lo que puede causar daños en los músculos, ligamentos y otras estructuras del cuello.

Para poder realizar el análisis de las consecuencias de este movimiento en la persona, existen varias técnicas que permiten caracterizar y determinar el nivel de riesgo asociado. En el presente trabajo se seleccionaron las técnicas de fotogrametría y electromiografía para realizar dicho estudio. Uno de los objetivos principales de este estudio es comparar y evaluar la efectividad de los métodos de simulación y los métodos experimentales para analizar la actividad muscular durante un escenario de latigazo cervical. Debido a que realizar un experimento donde el sujeto de prueba se vea afectado por fuerzas externas reales que ocurren en un verdadero accidente provocaría un daño considerable en la salud del sujeto, se decidió realizar un experimento que simule un choque frontal. En este experimento, el sujeto de prueba es sometido a una fuerza externa provocada mediante un golpe en la espalda con la ayuda de otra persona, de tal forma que esta fuerza no afecte físicamente al sujeto de prueba.

La metodología empleada en este estudio se divide en varias fases. En primer lugar, se define un protocolo de pruebas para la toma de medidas basadas en un escenario de accidente vehicular. Este protocolo incluye la realización de pruebas a una muestra de estudiantes, quienes simulan los movimientos asociados a un impacto vehicular mientras se capturan datos de sus movimientos y activaciones musculares mediante técnicas de electromiografía y fotogrametría. Luego, mediante dos diferentes métodos, a través de una simulación de OpenSim y mediante algoritmos realizados en Matlab, se da tratamiento a los datos para obtener curvas que representen el nivel de actividad muscular presentado. Estos resultados son posteriormente contrastados con patrones funcionales previamente establecidos.

Los resultados de este estudio tienen el potencial de mejorar nuestra comprensión de los mecanismos de lesión en el cuello durante accidentes vehiculares y contribuir al desarrollo de medidas preventivas y terapéuticas más efectivas. Además, los modelos y métodos desarrollados en esta tesis pueden ser aplicados a otros estudios biomecánicos, ampliando su utilidad en el campo de la ingeniería biomédica.

## **Objetivo general**

Analizar los parámetros de esfuerzos internos en un modelo musculoesquelético del cuello-cabeza en accidentes de vehículo

## **Objetivos específicos**

1. Definir un protocolo de pruebas para la toma de medidas en base a un escenario planteado.
2. Realizar una prueba a una muestra de estudiantes para la toma de datos según el escenario planteado.
3. Realizar una simulación en un modelo de OpenSim en función del movimiento planteado en el protocolo de pruebas y calcular la actividad muscular.
4. Desarrollar y aplicar un algoritmo para calcular la actividad muscular durante los movimientos de latigazo cervical.
5. Contrastar los resultados obtenidos experimentalmente y mediante una simulación de un modelo de OpenSim con patrones funcionales.
6. Evaluar la precisión de los resultados de modelos de simulación con resultados experimentales calculados mediante métodos numéricos en la predicción de la actividad muscular.

## **Alcance**

El propósito de esta investigación es desarrollar modelos de predicción por simulación en OpenSim y examinar el impacto de las activaciones musculares (fuerzas internas) en el cuello durante accidentes de tránsito, como el caso del latigazo cervical. Para lograr esto, se utilizará el modelo cinemático descrito en la tesis "Fiabilidad de la técnica de vídeo-análisis en el análisis cinemático de la flexo-extensión del cuello" de Christopher Ruiz en 2018, llevada a cabo en la Escuela Politécnica Nacional (EPN), que se calibrará y validará en OpenSim mediante registros experimentales de captura de movimientos en los ejes principales.

Para el análisis de dinámica inversa en OpenSim, se incorporará una dinámica rígida experimental y/o teórica de un modelo desarrollado en la tesis doctoral de Venegas en 2021. Esto permitirá la creación de escenarios críticos que simulan la vibración en la conducción e impacto, lo cual puede causar daños o patologías y afectar la capacidad de movilidad y esfuerzo del cuello.

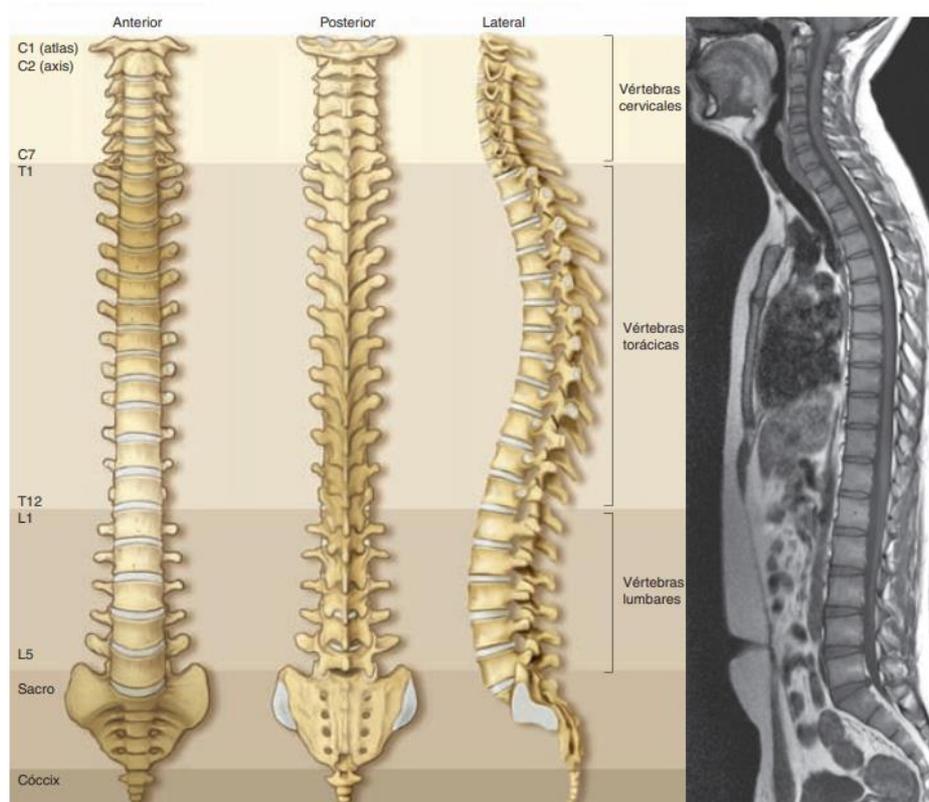
Los esfuerzos musculares y ligamentosos en el cuello se predicen y normalizan utilizando la distribución de frecuencias APFD (Frecuencias de Distribución de Probabilidad de Amplitud). Este enfoque permite identificar parámetros estáticos y dinámicos asociados con la postura estática y la fatiga. Estos resultados proporcionan una base para investigaciones futuras destinadas a establecer patrones funcionales en los esfuerzos musculares y ligamentosos, lo que permitirá identificar factores antropométricos u otros relacionados con las tareas que ayudarán a discernir los riesgos musculoesqueléticos.

## 1. Marco teórico

### 1.1. Biomecánica del cuello

#### 1.1.1. Columna vertebral

La columna vertebral se compone de una sucesión de huesos que se extienden desde la región craneal hasta la parte inferior de la espalda. Estos elementos óseos, conocidos como vértebras, se articulan entre sí mediante discos de cartílago que les otorgan movilidad. La función de la columna vertebral abarca diversas áreas, como la sustentación del peso del torso, la protección de los nervios que se originan en el cerebro, la facilitación de la movilidad y la postura del tronco y la cabeza, y la contribución a procesos fisiológicos como la respiración y la circulación sanguínea (Drake, Mitchell, & Vogl, 2020).



**Figura. 1.1.** Estructura de la columna vertebral.

De izquierda a derecha: Vista anterior, posterior, lateral y vista en una resonancia magnética.

**Fuente:** (Pró, 2012)

### 1.1.2. Columna cervical

La sección de la columna vertebral que se ubica en la región del cuello, conocida como columna cervical, es responsable de sostener y permitir el movimiento de la cabeza. Está compuesta por siete vértebras que se articulan entre sí mediante discos intervertebrales y ligamentos. En su interior alberga el canal vertebral, por la cual atraviesa la médula espinal y se originan los nervios espinales. La columna cervical es crucial en la movilidad y postura de la cabeza, y en la protección de los nervios y vasos sanguíneos, los cuales están conectados con el cerebro y el resto del cuerpo. Además, contribuye a los procesos de respiración y circulación (Drake, Mitchell, & Vogl, 2020).



**Figura. 1.2.** Estructura de la columna cervical  
**Fuente:** (Know your neck: The cervical spine, n.d.)

### 1.1.3. Musculatura de cuello

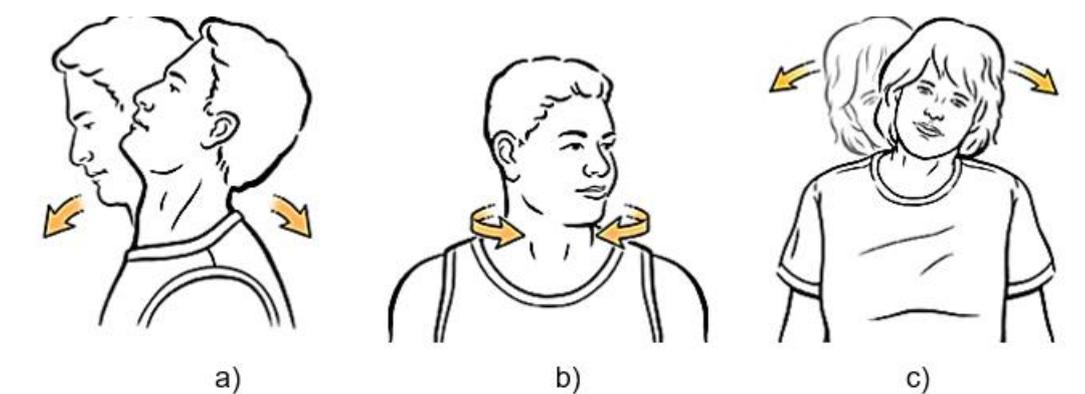
La cabeza y el cuello se sostienen y mueven por una compleja red de unos veinte músculos que cubren el área de la columna cervical.

Los músculos que recubren esta zona se dividen en tres grupos principales según su posición y función: los músculos anteriores, laterales y posteriores. Los músculos anteriores del cuello se encargan de la flexión, rotación e inclinación lateral del cuello y la cabeza, así como de la elevación y depresión del hueso hioides. Los músculos laterales del cuello, también conocidos como músculos escalenos, participan en la flexión lateral y rotación de la columna cervical, además de elevar las primeras dos costillas durante la respiración. Por otro lado, los músculos posteriores del cuello están involucrados en la extensión, rotación e inclinación lateral del cuello y cabeza, así como de mantener estable la columna cervical (Drake, Mitchell, & Vogl, 2020).

#### 1.1.4. Movimientos del cuello

Los desplazamientos cervicales representan las acciones que involucran el movimiento de cráneo y la región cervical en relación con el torso, siendo influenciados por la estructura y la capacidad de movimiento de las articulaciones vertebrales, además de la actividad muscular en la región cervical. Estos movimientos fundamentales del cuello comprenden la flexión, extensión, flexión lateral, extensión lateral y rotación (Rouvière, Delmas, Delmas, & García, 2005).

- Flexión: Consiste en la inclinación de la cabeza hacia delante, acercando la barbilla al pecho. El rango de movimiento normal es de hasta 90 grados.
- Extensión: Implica la inclinación de la cabeza hacia atrás, alejando la barbilla del pecho. El rango de movimiento normal es de hasta 90 grados.
- Flexión lateral: Se refiere a la inclinación de la cabeza hacia un lado, acercando la oreja al hombro. El rango de movimiento normal es de hasta 45 grados en cada dirección.
- Extensión lateral: Es el movimiento opuesto a la flexión lateral, alejando la oreja del hombro. El rango de movimiento normal es de hasta 45 grados en cada dirección.
- Rotación: Consiste en girar la cabeza hacia un lado u otro. El rango de movimiento normal es de hasta 90 grados en cada dirección.

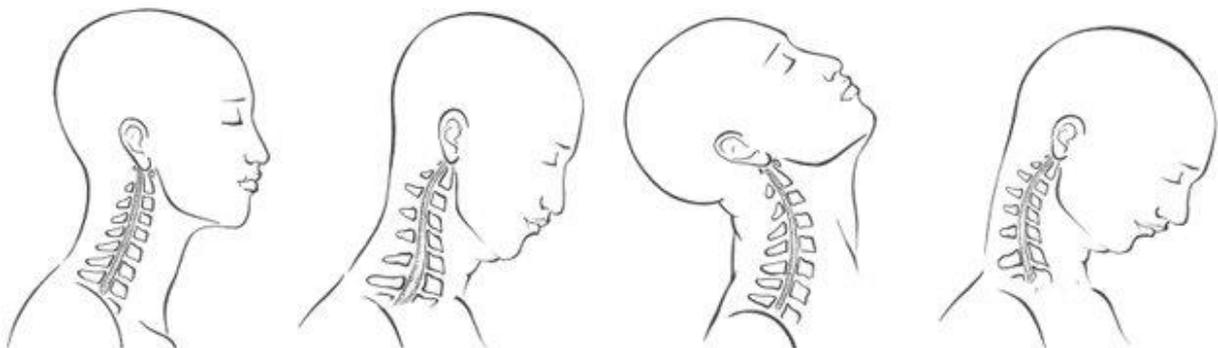


**Figura. 1.3.** Movimientos del cuello.  
a) Flexo Extensión b) Rotación c) Flexión y extensión lateral.  
**Fuente:** (Know your neck: The cervical spine, n.d.)

## 1.2. Escenarios de accidente vehicular

Al momento de suceder el choque, la cabeza se desplaza hacia atrás, provocando una extensión rápida de la columna cervical. Este movimiento puede resultar en diversas lesiones, incluyendo daño a los músculos, ligamentos y otras estructuras blandas del cuello. Después, el retroceso del asiento del coche ocasionando una reacción hacia adelante que genera una flexión brusca de la columna cervical por la sujeción con el cinturón de seguridad. Al ocurrir el impacto, se produce un movimiento brusco en el cuello debido a la aceleración y desaceleración que transmite su energía a la columna cervical. Este movimiento brusco y rápido de la cabeza y el cuello es comúnmente conocido como “latigazo cervical” (Arregui Dalmases, Combalía, Velazquez Ameijide, Sanchez Molina, & Teijeira, 2013).

Es importante destacar que este fenómeno puede resultar en diversas lesiones, incluyendo daño a los músculos, ligamentos y otras estructuras blandas del cuello. Por lo tanto, se debe buscar de manera urgente atención médica inmediata después de un accidente de tráfico para evaluar y tratar cualquier lesión potencial. Estos hallazgos subrayan la importancia de investigar más a fondo las posturas forzadas y los escenarios de impacto en el cuello y la cabeza durante los accidentes de vehículos para mejorar la seguridad y el tratamiento post accidente (Rodríguez Jouvencel, 2003).



**Figura. 1.4.** Movimiento de latigazo cervical (whiplash).

**Fuente:** (Rastović, et al., 2018)

## 1.3. Métodos de análisis

Existen diversos métodos para poder realizar la medición de posición y esfuerzo de segmentos del cuerpo. Estas opciones comprenden:

1. Electromiografía (EMG).
2. Fotogrametría.

### **1.3.1. Electromiografía (EMG)**

La electromiografía (EMG) constituye una técnica experimental ampliamente utilizada en diversas aplicaciones neurológicas y biomecánicas con el propósito de registrar y analizar las señales bioeléctricas generadas por variaciones en el estado de las membranas de las fibras musculares. Esta técnica posibilita el monitoreo de la actividad muscular, la identificación de los músculos activos durante los movimientos, la estimación del nivel de esfuerzo y la detección de fatiga. La señal EMG tiene su origen en la excitabilidad de las membranas musculares, lo que refleja la actividad neuronal y la contracción muscular. La correcta colocación de los electrodos, el procesamiento de la señal y la normalización son aspectos fundamentales para obtener datos precisos mediante la EMG. Además, esta técnica se usa en medicina, rehabilitación y ergonomía, siendo útil para detectar la actividad muscular, evaluar la fuerza y diseñar herramientas ergonómicas (Gutiérrez Rivas, 2007).

La electromiografía (EMG) también posibilita la comprensión del origen y la propagación de las contracciones musculares y la evaluación de las características de la señal EMG y su aplicación en biomecánica. Es crucial tener en cuenta factores que puedan influir en la señal EMG, tales como el diseño experimental y el adecuado procesamiento de esta. Durante la adquisición de señales EMG, se emplean amplificadores diferenciales para registrar la diferencia de señal entre electrodos, lo que permite eliminar interferencias y artefactos (Criswell & Cram, 2011).

### **1.3.2. Fotogrametría**

La fotogrametría se basa en el uso de marcadores externos colocados en el músculo del paciente, los cuales se alinean con los puntos anatómicos que se quieren estudiar. El desplazamiento de los marcadores es monitoreado mediante un sistema de cámaras de captura de movimiento, colocadas alrededor del área donde se realiza la medición. Mediante un estudio cuadro por cuadro, se emplean técnicas estereofotogrametrías para obtener de cada marcador las coordenadas en los ejes X, Y y Z instantáneas en base a un sistema de coordenadas fijo, utilizando las imágenes bidimensionales capturadas por las cámaras (Pérez Soriano & Belloch, 2015).

Los sistemas de fotogrametría utilizan marcadores pasivos o activos. Los pasivos reflejan luz capturada por la cámara, mientras que los activos emiten luz que es registrada. Cada método tiene ventajas y desventajas: los activos permiten conocer la ubicación de los marcadores instantáneamente, pero son más pesados y voluminosos, mientras que los pasivos requieren la identificación manual, pero son más ligeros (Pérez Soriano & Belloch, 2015).

## **1.4. Introducción a OpenSim**

OpenSim es un sistema de código libre diseñado con el propósito de modelar, simular y analizar sistemas neuromusculares. Se posiciona como un repositorio de libre acceso para cargar y descargar datos, modelos y herramientas asociadas a la representación de estructuras neuromusculares mediante simulación, basadas en modelos anatómicos reales (Elguea Aguinaco & Belda Lois, 2019).

La interfaz gráfica de usuario de OpenSim proporciona una gran variedad de herramientas para poder realizar el análisis de modelos musculoesqueléticos, mediante la técnica de fotogrametría o con la carga de archivos de movimiento realizar simulaciones de los modelos cargados y visualizar resultados. Al ser una plataforma de código, permite a la comunidad científica diseñar y simular muchos modelos disponibles en bibliotecas para realizar simulaciones intercambiables, probables, analizables y mejorables mediante la colaboración multi institucional (Elguea Aguinaco & Belda Lois, 2019).

### **1.4.1. Capacidades del software**

OpenSim cuenta con diversas características, que incluyen (Hicks, 2018):

- **Captura Visual y Animación:** Posibilita la captura de imágenes de modelos musculoesqueléticos y la creación de películas animadas.
- **Representación Gráfica de Resultados:** Facilita la visualización y representación gráfica de los resultados obtenidos mediante análisis realizados.
- **Escala de Tamaño de Modelos:** Brinda la capacidad de ajustar el tamaño de un modelo musculoesquelético según las necesidades del usuario.
- **Análisis Cinemática Inversa:** Realiza análisis cinemático inverso para obtener ángulos partiendo desde las posiciones de los marcadores colocados, contribuyendo a la comprensión de la dinámica del sistema.
- **Simulaciones Dinámicas:** Permite la realización de análisis detallados de simulaciones dinámicas, ofreciendo una comprensión profunda del comportamiento y las interacciones en modelos musculoesqueléticos.

## 1.5. Métodos de análisis estadístico

### 1.5.1. Medidas de tendencia central

Las medidas de tendencia central abarcan herramientas fundamentales en el análisis estadístico para comprender la distribución de los datos y describir el centro de esta. Estas medidas otorgan información sobre el valor representativo de una muestra de datos. Entre las principales medidas se encuentran las siguientes (Martinez & Cho, 2015):

- **Media:** Es la medida promedio que indica la suma de todos los valores de un conjunto, dividida entre la cantidad total de valores en ese conjunto.
- **Mediana:** La mediana está localizada en el centro de un conjunto de datos cuando están ordenados en forma ascendente.
- **Moda:** La moda se refiere al valor que presenta la mayor frecuencia en una muestra de datos.

### 1.5.2. Percentiles

En estadística, los percentiles dividen una muestra de datos en 100 partes iguales, lo que ayuda a comprender su distribución y determinar la posición relativa de un valor en dicha distribución. Se calcula ordenando los datos de forma ascendente y luego identificando el valor por debajo del cual se sitúa una fracción específica de los datos (Rodríguez Ojeda, 2007).

Dentro de la técnica de la electromiografía, se utilizan los percentiles p10, p50 y p90 al momento de realizar curvas de esfuerzo muscular. La comparación de los valores p10, p50 y p90 permite una evaluación precisa del esfuerzo muscular en diversas situaciones, como el esfuerzo estático, el esfuerzo medio o dinámico y los esfuerzos máximos alcanzados por los músculos (De Korte, Kraker, Bongers, & Van Lingen, 2008).

### 1.5.3. Análisis de varianza (ANOVA)

El Análisis de Varianza (ANOVA) es una técnica estadística que es utilizada para realizar la comparación de las medias de un grupo en un estudio. Proporciona una herramienta robusta para evaluar las diferencias entre grupos y determinar si estas diferencias son estadísticamente significativas (Rodríguez Ojeda, 2007).

El ANOVA se basa en el principio de descomponer la variabilidad total de los datos en componentes que pueden atribuirse a diferentes fuentes de variación. En el estudio propuesto, se aplicó el ANOVA para analizar la variabilidad en las mediciones de múltiples observadores en un conjunto de datos de sesiones experimentales (Rodríguez Ojeda, 2007).

### 1.5.3.1. Coeficientes de fiabilidad

El análisis de la precisión y consistencia de las mediciones es esencial para validar y asegurar la confiabilidad de los resultados derivados del Análisis de Varianza (ANOVA). En este contexto, se utilizan diversos coeficientes estadísticos que ofrecen una evaluación objetiva de la calidad de las mediciones realizadas por diferentes observadores o en diferentes condiciones experimentales.

- **Coeficiente CMC (Coeficiente de Correlación Múltiple):** El CMC evalúa la concordancia entre las mediciones realizadas por diferentes observadores o escenarios. Un valor alto de CMC indica que las mediciones son consistentes y existe una fuerte correlación entre ellas. Para determinar la correlación entre las mediciones se lo compara con los siguientes rangos (Garofalo, et al., 2009):

0.65 < CMC < 0.75 moderado

0.75 < CMC < 0.85 bueno

0.85 < CMC < 0.95 muy bueno

0.95 < CMC < 1 excelente

- **Coeficiente ICC (Coeficiente de Correlación Intraclase):** El ICC se calcula para evaluar la consistencia de las mediciones repetidas de una misma muestra. Un valor alto de ICC indica que las mediciones son consistentes y confiables. Para determinar la consistencia y confiabilidad entre las mediciones se lo compara con los siguientes rangos (Weir, 2005):

- 0: No hay concordancia entre las mediciones.
- 1: Perfecta concordancia entre las mediciones.
- Valores cercanos a 1: Indican una fuerte concordancia entre las mediciones.

Existen diferentes tipos de ICC, y cada uno se divide en modelos específicos: uno para casos donde se promedian las mediciones y otro para situaciones donde las mediciones son únicas para un determinado ensayo. A continuación, se presentan los tipos más comunes de coeficientes ICC (Weir, 2005):

- ICC de tipo 1 (Acuerdo por concordancia entre pares):

Se basa en la comparación de cada par de mediciones. Evalúa la consistencia entre las mediciones de dos observadores para una misma muestra (Weir, 2005).

- ICC de tipo 2 (Acuerdo promedio entre observadores):

Se basa en el promedio de las mediciones de todos los observadores para cada unidad muestral. Evalúa la consistencia entre las mediciones de múltiples observadores para una misma muestra (Weir, 2005).

- ICC de tipo 3 (Consistencia de las mediciones a lo largo del tiempo):

Se basa en la comparación de las mediciones de la misma unidad muestral en diferentes momentos. Evalúa la consistencia de las mediciones de un mismo observador para una misma muestra en diferentes momentos (Weir, 2005).

- ICC de tipo 4 (Acuerdo de rangos):

Se basa en la comparación de los rangos de las mediciones en lugar de los valores absolutos. Evalúa la consistencia en la clasificación de las unidades muestrales por parte de múltiples observadores (Weir, 2005).

- **Coefficiente SEM (Error Estándar de la Medición):** El SEM estima la precisión de las mediciones realizadas por los observadores. Un valor bajo de SEM indica que las mediciones son precisas y cercanas a su verdadero valor (Weir, 2005).

La aplicación de técnicas de ANOVA, junto con el cálculo de los coeficientes SEM, CMC e ICC, permite una evaluación de la fiabilidad presente en las mediciones y la consistencia entre las mediciones en el estudio propuesto.

### **1.5.3.2. Tipos de análisis de varianza**

El Análisis de Varianza (ANOVA) ofrece diversas variantes que se adaptan a diferentes contextos de investigación.

El ANOVA de una vía, también conocido como ANOVA de un factor, se emplea para determinar la presencia de diferencias significativas en las medias de varios grupos de un solo factor. Este enfoque es crucial para investigaciones que buscan evaluar el impacto de una única variable categórica en una variable de interés (Kutner, Li, Nachtsheim, & Neter, 2005).

Por otro lado, el ANOVA de dos vías permite investigar los efectos simultáneos de dos factores en una variable de respuesta. Esto es especialmente relevante en estudios que buscan comprender cómo dos variables categóricas independientes influyen en una variable dependiente (Kutner, Li, Nachtsheim, & Neter, 2005).

Cuando se exploran múltiples factores simultáneamente, el ANOVA de N vías es una herramienta valiosa. Este enfoque se utiliza para investigar el efecto conjunto de más de dos variables categóricas en una variable de interés, lo que facilita la comprensión de la relación entre múltiples variables predictoras y la variable de respuesta (Kutner, Li, Nachtsheim, & Neter, 2005).

### **1.5.3.3. Niveles de significancia**

Los niveles de significancia en el ANOVA (Análisis de Varianza) son los valores que se utilizan para determinar si las diferencias observadas entre los grupos comparados son estadísticamente significativas o si se deben simplemente al azar (Hogg & Ledolter, 1987).

Los niveles de significación habituales son 0,05 o 0,01, se representan comúnmente con la letra "p" y se interpreta de la siguiente manera:

- Si  $p \leq 0.05$ , se considera que la diferencia entre los grupos es estadísticamente significativa. Esto significa que hay menos de un 5% de probabilidad de que las diferencias observadas se fueron al azar (Hogg & Ledolter, 1987).
- Si  $p > 0.05$ , se considera que la diferencia entre los grupos no es estadísticamente significativa. Esto significa que las diferencias observadas podrían deberse simplemente al azar (Hogg & Ledolter, 1987).
- Si  $p \leq 0.01$ , la diferencia entre los grupos es estadísticamente muy significativa. Esto significa que hay menos de un 1% de probabilidad de que las diferencias observadas se deban al azar (Hogg & Ledolter, 1987).

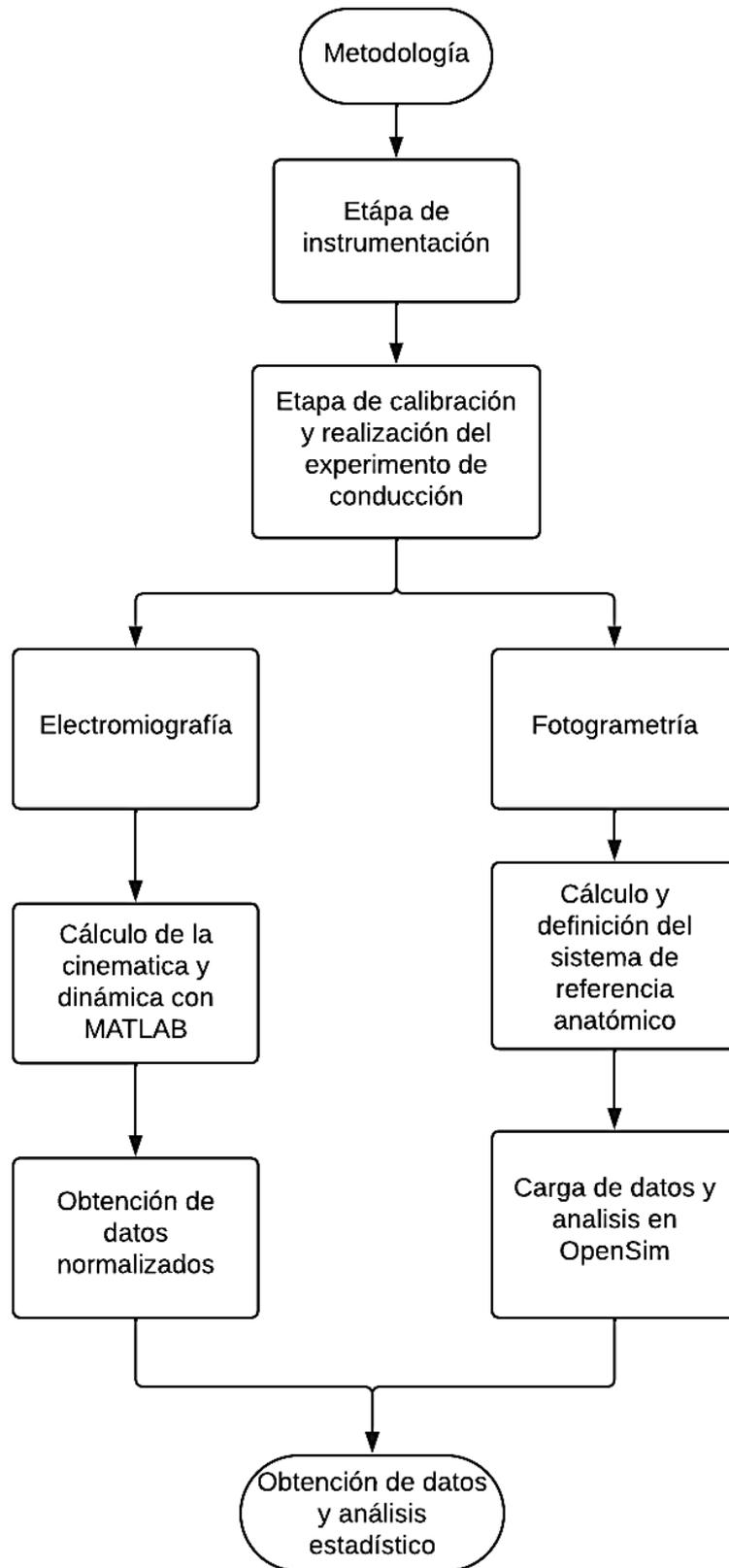
## **2. METODOLOGÍA**

Se propone emplear un sistema de fotogrametría y electromiografía (EMG) disponible en el Laboratorio de Biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela Politécnica Nacional para analizar los parámetros de esfuerzo internos del sistema cuello-cabeza. El diseño experimental se llevará a cabo mediante un estudio escalable utilizando OpenSim como plataforma principal. El foco central del experimento será el análisis de modelos musculoesqueléticos del cuello-cabeza, para mejorar la precisión de la fotogrametría aumentando el número de marcadores reflectantes.

Para abordar la cinemática, se empleará MATLAB en conjunto con OpenSim para calcular la posición angular a partir de los datos recopilados de fotogrametría y electromiografía, especialmente en contextos relacionados con el latigazo cervical. La validación de la cinemática será un paso crítico en el proceso, seguido por el cálculo de diferentes coeficientes de correlación para evaluar la correlación entre las variables pertinentes.

Después, se calculará la dinámica inversa, en un enfoque rígido y esquelético, para una representación más precisa del movimiento del cuello-cabeza. Una vez obtenidos los resultados de la cinemática con OpenSim y los registros de la Plataforma de Fuerzas, se procederá a cargarlos para realizar análisis a nivel de fuerzas y momentos articulares externos, enriqueciendo la comprensión del movimiento.

Finalmente, se llevará a cabo el cálculo del control muscular mediante la dinámica inversa musculoesquelética, utilizando la cinemática previamente obtenida y la dinámica rígida como datos de entrada. Esto permitirá obtener las fuerzas y momentos a nivel interno, proporcionando una visión más completa del control muscular en el contexto del movimiento estudiado.



**Figura 2.1.** Metodología aplicada.  
**Fuente:** (Propia)

## 2.1. Fase de instrumentación

### 2.1.1. Instrumentos para fotogrametría

#### Marcadores reflectantes

Los marcadores reflectivos son puntos claramente identificables que se utilizan para poder realizar la definición de los sistemas de referencia anatómicos. Estos marcadores son colocados para poder identificar los ejes del sistema anatómico ubicados en la posición de referencia. Para realizar el movimiento estos marcadores pueden ser retirados una vez registrada la posición estática o de referencia. La posición de los marcadores se calcula dinámicamente en cada momento en función del movimiento registrado, lo que proporciona un método eficaz y preciso para rastrear la ubicación de los puntos anatómicos a lo largo de la grabación. Los marcadores pueden colocarse en el sujeto mediante el uso de cintas, montados en el marco de las gafas, en pulseras o en cascos que se colocan en la cabeza del sujeto.



**Figura 2.2.** Marcadores reflectantes.  
**Fuente:** (Propia)

#### Cámaras de video

El sistema de fotogrametría utilizado está instalado en el Laboratorio de Biomecánica perteneciente a la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Escuela Politécnica Nacional. Este sistema comprende un conjunto de cámaras, cuyo número es 10, dispuestas en serie en el perímetro del laboratorio y conectadas entre sí mediante el software Kinscam. Este software posibilita la captura de los registros de los marcadores reflectantes ubicados dentro del laboratorio, lo que permite obtener registros en 2D o 3D.



**Figura 2.3.** Cámara de video.  
Fuente: (Propia)

### 2.1.2. Instrumentos para electromiografía

#### Sensores EMG

Los sensores usados en la electromiografía (EMG) son electrodos que son colocados en la piel, sobre el músculo de interés, para captar las señales bioeléctricas generadas por la actividad muscular. Estos electrodos pueden variar en tipos, como electrodos de superficie, agujas o intramusculares, dependiendo de la profundidad y precisión requeridas en la medición de la actividad muscular.



**Figura 2.4.** Sensor EMG.  
Fuente: (Propia)

## 2.2. Fase de calibración y experimentación

Se ha implementado un protocolo de pruebas específico (Ver ANEXO I) que emplea la fotogrametría y la electromiografía (EMG) como métodos de estudio para llevar a cabo el análisis dinámico y cinemático de cada movimiento dentro de las condiciones de conducción examinadas. Los datos de fotogrametría proporcionaron información sobre el movimiento y la postura, mientras que la electromiografía registró la actividad eléctrica de los músculos.

El procedimiento implica la colocación del sujeto de prueba en una silla sobre una plataforma de fuerzas designada, donde se le proporciona información sobre el propósito del proyecto y se le instruye sobre los movimientos requeridos.

Para la técnica de electromiografía (EMG), se prepara el área a manipular del sujeto, asegurándose de que esté libre de vellos, y se realiza una limpieza con gel conductor antes de aplicar los sensores. Para la fotogrametría, se colocan marcadores reflectantes en el cuello y la cabeza del sujeto.

Para contrastar los resultados obtenidos, se realizó la experimentación con 26 sujetos de prueba realizando movimientos de flexión lateral, flexo-extensión y rotación axial. Para este estudio, se utilizarán los resultados del movimiento de flexo-extensión tal como se observa en la Figura 2.5.

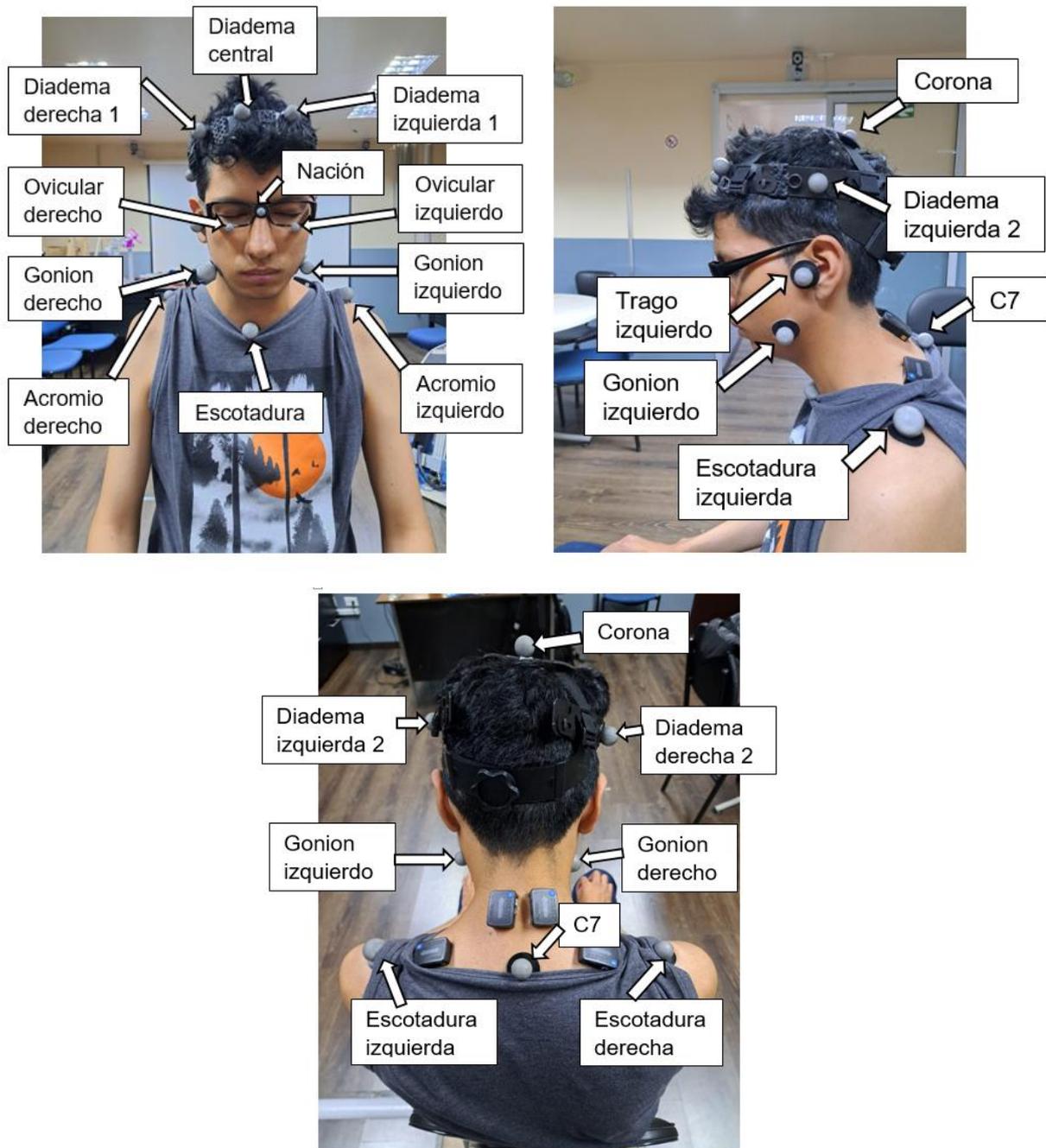


**Figura 2.5.** Movimiento de flexo-extensión.

**Fuente:** (Propia)

### **2.2.1. Marcadores y posición**

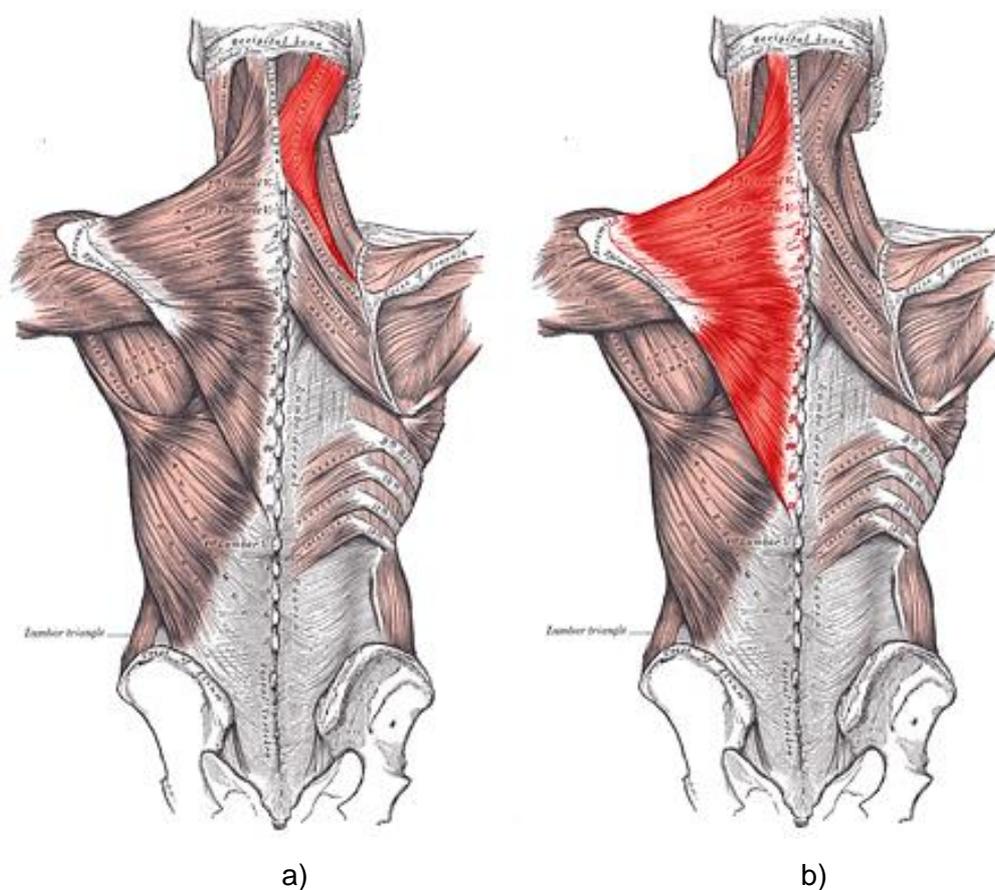
Para el método de fotogrametría se tomó en cuenta la mejor disposición de marcadores para realizar un escalado correcto en OpenSim mediante un sistema de prueba-error, por tanto, se definió un conjunto de 17 marcadores dispuestos en varias posiciones de la cabeza y cuello para poder realizar la correcta calibración y posterior escalado en OpenSim (Ver ANEXO I - ANEXO A), tal como se observa en la Figura 2.6



**Figura 2.6.** Posiciones de los marcadores reflectantes.  
**Fuente:** (Propia)

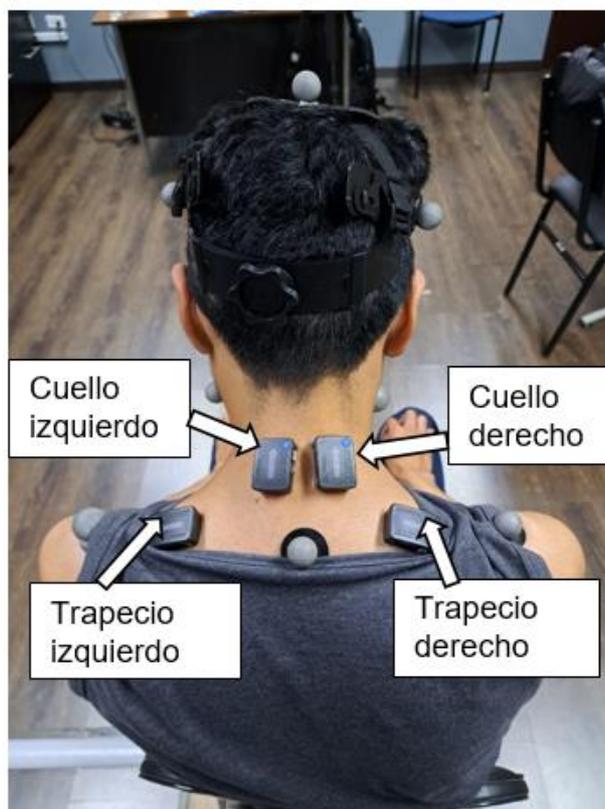
Para el método de electromiografía se utilizaron cuatro sensores dos colocados a una distancia de cuatro dedos hacia arriba desde la vertebra C7 en la parte derecha e izquierda y los dos restantes colocados en el musculo trapecio derecho e izquierdo. Cada sensor fue colocado en los siguientes músculos:

- Cuello derecho: Es el músculo esplenio de la cabeza (lado derecho). Ver Figura 2.9.
- Cuello izquierdo: Es el músculo esplenio de la cabeza (lado izquierdo). Ver Figura 2.9.
- Trapecio derecho: Es el musculo trapecio (lado derecho). Ver Figura 2.9.
- Trapecio izquierdo: Es el musculo trapecio (lado izquierdo). Ver Figura 2.9.



**Figura 2.7.** Músculos a) Esplenio b) Trapecio  
**Fuente:** (Wikimedia, 2023)

Cada sensor tiene una flecha, que debe colocarse en dirección a la fibra muscular. Los sensores de cuello derecho y cuello izquierdo se colocan con la flecha en dirección hacia arriba, mientras que los sensores de los trapecios con la flecha apuntando al centro, como se observa en la Figura 2.8.



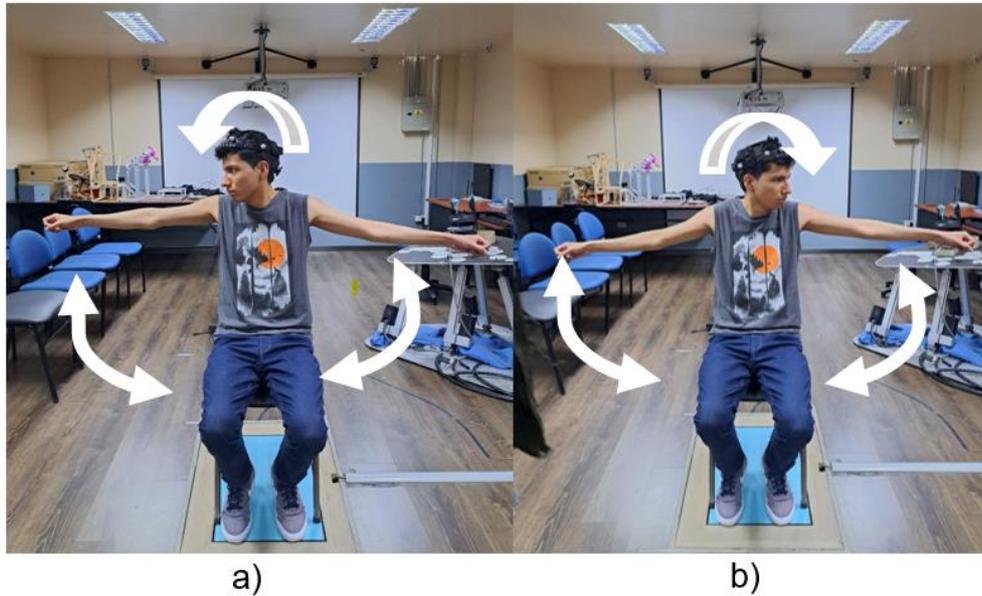
**Figura 2.8.** Posición de los sensores EMG.

**Fuente:** (Propia)

### **2.2.2. Movimientos de calibración**

En esta etapa, se realizan dos tipos de calibración, una para la fotogrametría y la segunda para la electromiografía. Cuando ya se han colocado los sensores y marcadores, se procede a realizar la calibración de fotogrametría, para ello se coloca la silla sobre la plataforma de fuerza (sin el sujeto) y se lleva a cabo la enceración. Luego, con el sujeto sentado sobre la silla, se verifica que el sistema Kinescam reconozca los 17 marcadores, lo que permite establecer el modelo escalable dentro de OpenSim y realizar la calibración estática.

Una vez calibrado el sistema de fotogrametría, el siguiente paso es calibrar el sistema de electromiografía (EMG). Para ello, se procede a retirar 10 marcadores dejando solamente los correspondientes a la diadema colocada en el cráneo y C7, luego se informa al sujeto de prueba que se van a realizar dos tipos de movimientos. El primero consiste en alzar los brazos hasta la altura del cuello y, de manera simultánea, realizar un giro de la cabeza, primero a la derecha y el segundo movimiento girando la cabeza a la izquierda. Este movimiento se utiliza para la calibración mediante el método de Electromiografía (EMG), con el objetivo de verificar la correcta colocación de los marcadores en los músculos.



**Figura 2.9.** Movimientos de calibración a) Derecha b) Izquierda.

**Fuente:** (Propia)

### **2.2.3. Movimientos para la experimentación**

Para iniciar el experimento, se utilizarán los marcadores correspondientes a los colocados sobre la vértebra C7 y los 6 marcadores que están en una diadema colocada en el cráneo. En cuanto a los sensores EMG, no se retiran de la zona donde fueron colocados (Ver ANEXO I - ANEXO C).

Para llevar a cabo el movimiento de latigazo cervical, se requería la colaboración de dos personas. La primera persona se encargaba de iniciar la recopilación de datos utilizando la técnica de fotogrametría y electromiografía, mientras que la segunda persona ejercía una fuerza a la altura de la espalda del sujeto de prueba para simular una situación de choque y provocar el movimiento de latigazo cervical. Por motivos de seguridad del sujeto de prueba, la magnitud de la fuerza aplicada no debía ser excesivamente alta para evitar cualquier posible daño físico. La posición del sujeto de prueba colocado sobre la plataforma de fuerza y colocado los sensores, y del sujeto que ejercía la fuerza sosteniendo un medidor de fuerza se observa en la Figura 2.10.



**Figura 2.10.** Movimientos de latigazo cervical.  
**Fuente:** (Propia)

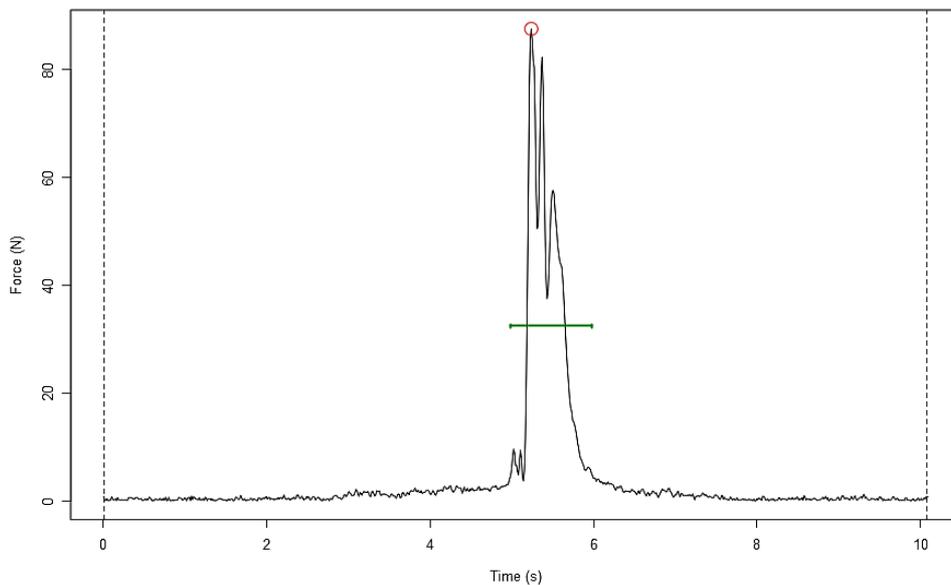
Para poder cuantificar la fuerza aplicada sobre el sujeto de prueba se utilizó un sensor de fuerza modelo Chronojump Force Sensor, el mismo que se observa en la Figura 2.11. Este fue colocado en la bicicleta estática que dispone el laboratorio para tener un punto fijo, como se observa en la Figura 2.12. La persona que va a aplicar la fuerza debe de sostener una pulsera conectada al aparato y cuando realice el golpe, el aparato va a captar la fuerza máxima que fue aplicada y se guardara la grafica Fuerza vs Tiempo en el software propio de la maquina y se exportara a la computadora para poder analizarlo posteriormente. En la Figura 2.13 se observa la variación de la fuerza aplicada, teniendo un pico en 87,59 Newtons, lo que representa la fuerza máxima que fue aplicada en el sujeto para simular el choque vehicular.



**Figura 2.11.** Chronojump Force Sensor y accesorios.  
**Fuente:** (Propia)



**Figura 2.12.** Colocación del equipo para realizar el experimento.  
**Fuente:** (Propia)



**Figura 2.13.** Fuerza máxima aplicada en el escenario del accidente vehicular.  
**Fuente:** (Propia)

Utilizando el método de fotogrametría y asistido por el software Kinscan, se generan dos tipos de archivos de texto (.txt). El primero documenta el movimiento, mientras que el segundo registra varios parámetros de fuerza provenientes de la plataforma de fuerza. Se genera el par de archivos para el proceso de calibración, así como para la ejecución de los movimientos en los experimentos propuestos.

Con el método de electromiografía (EMG) y utilizando un software específico, se genera un archivo .xlsx con la información recopilada por los sensores durante la ejecución de distintos movimientos, incluyendo la calibración derecha, la calibración izquierda y los movimientos correspondientes a los experimentos propuestos.

## **2.3. Procesamiento de datos**

### **2.3.1. Almacenamiento de frecuencias APDF**

Se desarrolla un código en MATLAB (Ver ANEXO II) para almacenar las frecuencias APDF, cuya explicación detallada se encuentra en la Figura 2.14. Durante la fase inicial del procedimiento, se ejecutan las tareas de carga de datos. Esto implica la importación de archivos externos en formato .txt para obtener información relativa a la fuerza y la posición proveniente de la fotogrametría, así como archivos .xlsx para adquirir datos de fuerza de la electromiografía. Se especifica el sistema de coordenadas de referencia anatómico, incluyendo el cálculo de parámetros antropométricos y biométricos cruciales, como la extensión del cuello, la longitud de la cabeza, la separación entre C7 y el esternón, el peso del sujeto y la masa de la cabeza.

Cuando los datos se han cargado y se ha establecido el sistema de referencia anatómico, se avanza hacia el análisis cinemático. Durante esta fase, se lleva a cabo el cálculo de velocidades y aceleraciones angulares, lo que contribuye a la comprensión de los movimientos articulares del cuello y proporciona información esencial sobre la cinemática del sistema.

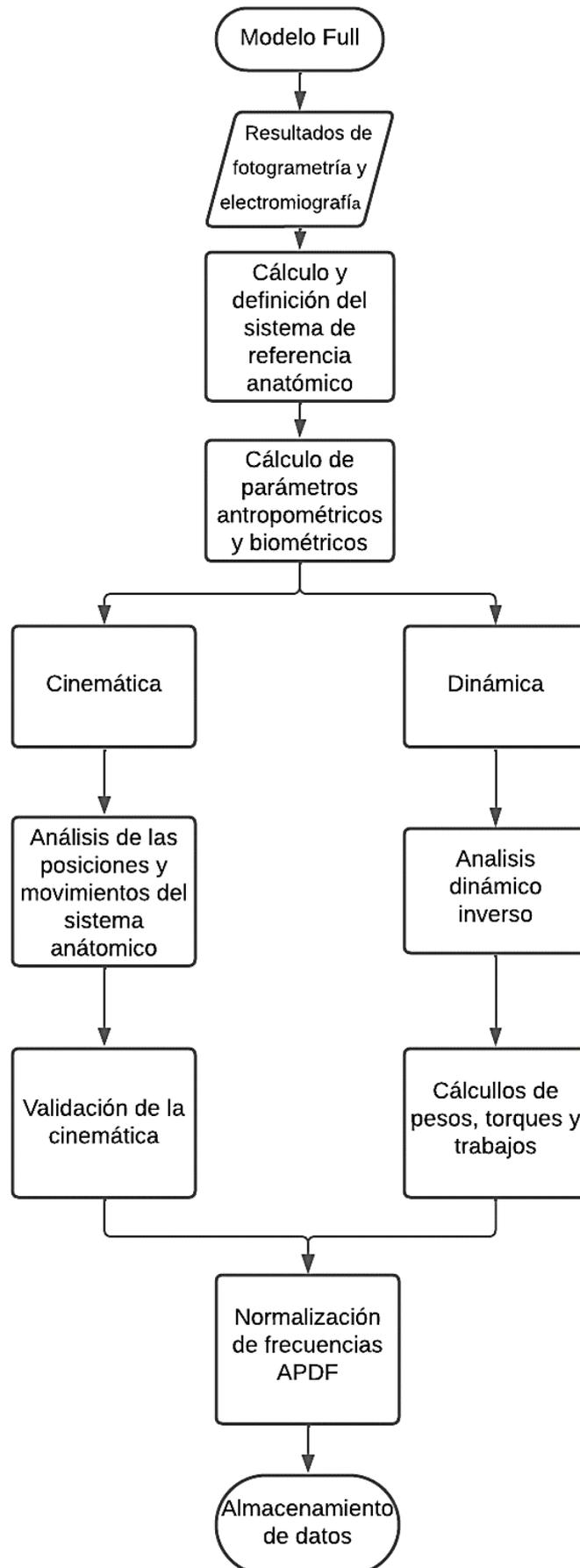
En la fase siguiente, se realiza una investigación detallada sobre la dinámica del sistema. En este punto, se realizan cálculos diversos, incluyendo el Momento de la Fuerza suministrado por la plataforma de fuerzas, el momento resultante ajustado por la gravedad y el centro de presión, además de los momentos en el punto de pivote y en el oído en ambos sistemas de referencia. Este análisis ofrece una comprensión minuciosa de los momentos y fuerzas que inciden sobre el cuello durante distintos movimientos y actividades.

En esta etapa, se examinan los datos inerciales y se lleva a cabo el Análisis Dinámico Inverso. Durante esta fase, se determinan los tensores y momentos de inercia para el sistema anatómico, junto con las fuerzas y torques inerciales en relación con el pivote y el eje auricular. Además, se contrastan las reacciones experimentales con las teóricas y se calculan los torques articulares con respecto al pivote y el eje auricular.

Otro aspecto crucial del análisis implica el examen del trabajo y la potencia generados en relación con el pivote y el eje auricular. Para llevar a cabo este proceso, se emplea un método de integración de 7 puntos y se normaliza la energía con respecto al pivote. Esto ofrece información significativa sobre el esfuerzo muscular y la eficiencia del movimiento.

También se realiza un análisis exhaustivo de las frecuencias de las señales de entrada, como EMG e IMU. Se emplean transformadas de Fourier y el cálculo de ECDF para estimar los niveles de señal en relación con la frecuencia acumulada, lo que facilita la comprensión de la variabilidad y distribución de los datos. Tras finalizar las etapas de análisis, se filtran las señales IMU para eliminar singularidad o artefacto que pueda afectar la precisión de los datos.

Para concluir, se normalizan las frecuencias acumuladas de las señales de entrada y se registran todos los resultados en una estructura de datos llamada "APDF". Esta estructura incluye información detallada sobre las frecuencias acumuladas, valores de momento, fuerza y los niveles de señal para cada variable de entrada, lo que permitirá el futuro análisis.



**Figura 2.14.** Diagrama de flujo para almacenamiento de frecuencias APDF.  
**Fuente:** (Propia)

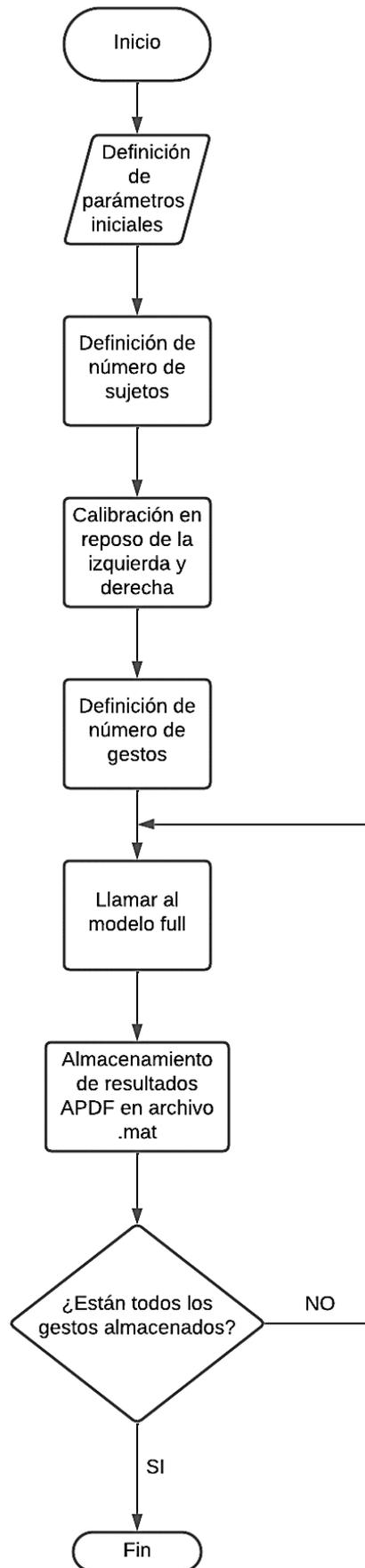
### **2.3.2. Almacenamiento de resultados**

Para los resultados, se ha desarrollado otro código en MATLAB (Ver ANEXO III), cuya explicación detallada se encuentra en la Figura 2.15. En la primera fase, se establecen los parámetros iniciales para el análisis. Esto implica la definición de las referencias de cada muestra, los gestos a analizar, la lista de sujetos y sus respectivas alturas y pesos. Estos parámetros son fundamentales para el resto del análisis y determinan qué datos serán procesados y cómo serán interpretados.

Dentro del bucle principal del programa, se realiza un recorrido por cada sujeto en la lista proporcionada. Para cada sujeto, se ejecuta el proceso de calibración del electromiograma (EMG) tanto para el lado derecho como para el lado izquierdo. Esto implica obtener los valores de calibración en reposo y en referencia, esenciales para asegurar la precisión de los cálculos posteriores.

Además, dentro del bucle principal existe un bucle secundario que itera sobre cada gesto definido en la lista de gestos. Para cada gesto, se lleva a cabo un análisis completo utilizando la función "Modelo\_full", la cual procesa todos los cálculos necesarios relacionados con el modelo EMG. Los resultados de este análisis se almacenan en estructuras dinámicas con nombres que contienen información sobre el sujeto y el gesto analizado.

Una vez que se ha completado el análisis para todos los sujetos y gestos, los resultados se guardan en un archivo "TIC.mat" mediante la función "save".



**Figura 2.15.** Diagrama de flujo de almacenamiento de datos.

**Fuente:** (Propia)

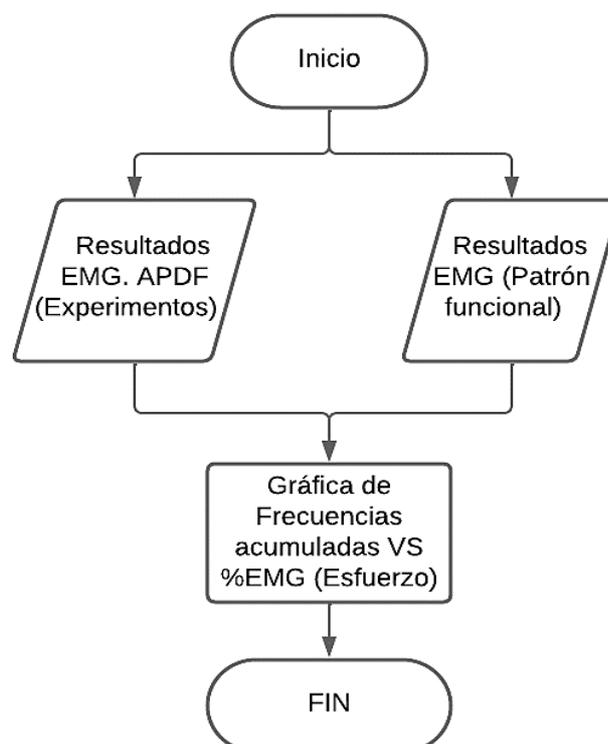
### 2.3.3. Obtención de gráficas

Se ha creado un último código en MATLAB (Ver ANEXO IV), cuya explicación detallada se proporciona en la Figura 2.16. En este código, se cargan y visualizan datos relacionados con la actividad muscular de diferentes regiones anatómicas, incluyendo el cuello derecho, cuello izquierdo, trapecio derecho y trapecio izquierdo.

En primer lugar, se realiza una limpieza del espacio de trabajo y se cargan los datos pertinentes desde archivos específicos que contienen información sobre la actividad muscular registrada durante un experimento.

Una vez que los datos han sido cargados, se procede a realizar un preprocesamiento para eliminar filas no deseadas o irrelevantes de la matriz de datos. Además, se carga el archivo del patrón funcional del movimiento a analizar. A partir de este archivo, se extraen los datos específicos que corresponden a la media aritmética de la muestra de 26 sujetos.

Finalmente, se visualizan los datos mediante gráficas. Se representan las curvas de actividad muscular de cada región anatómica en un solo gráfico, con líneas horizontales punteadas en los percentiles 10, 50 y 90 de la frecuencia acumulada. Se establecen límites apropiados en los ejes x e y, y se añaden etiquetas informativas a los ejes. La visualización se complementa con una leyenda que identifica las curvas trazadas en el gráfico. Este proceso se repite para cada región anatómica analizada.



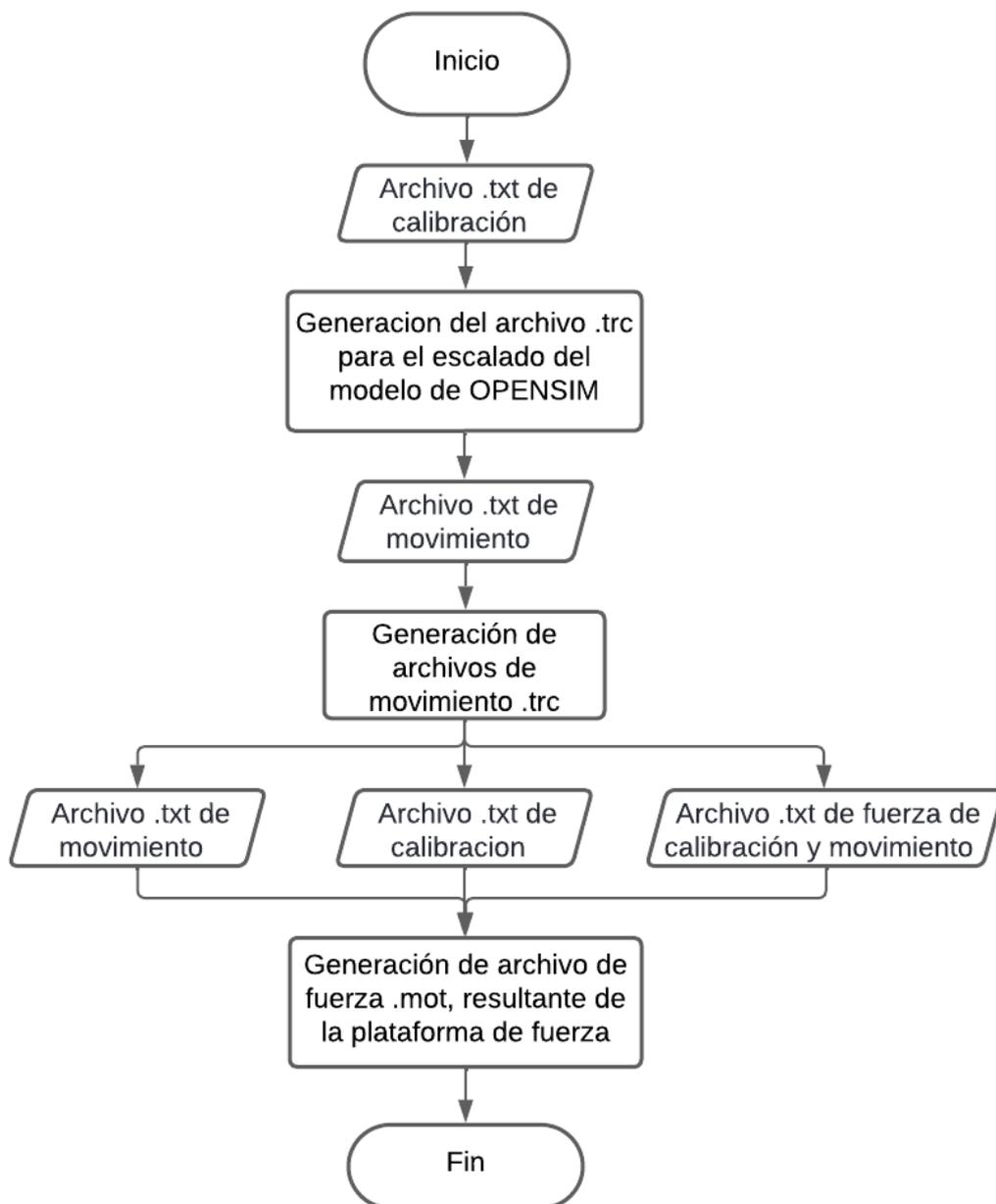
**Figura 2.16.** Diagrama de flujo para obtención de gráficas.

**Fuente:** (Propia)

## 2.4. Modelado en OpenSim

En esta sección se lleva a cabo el modelado utilizando el software OpenSim. Para ello, se requiere realizar un procesamiento previo de los datos obtenidos mediante fotogrametría, seguido de la correspondiente simulación en OpenSim.

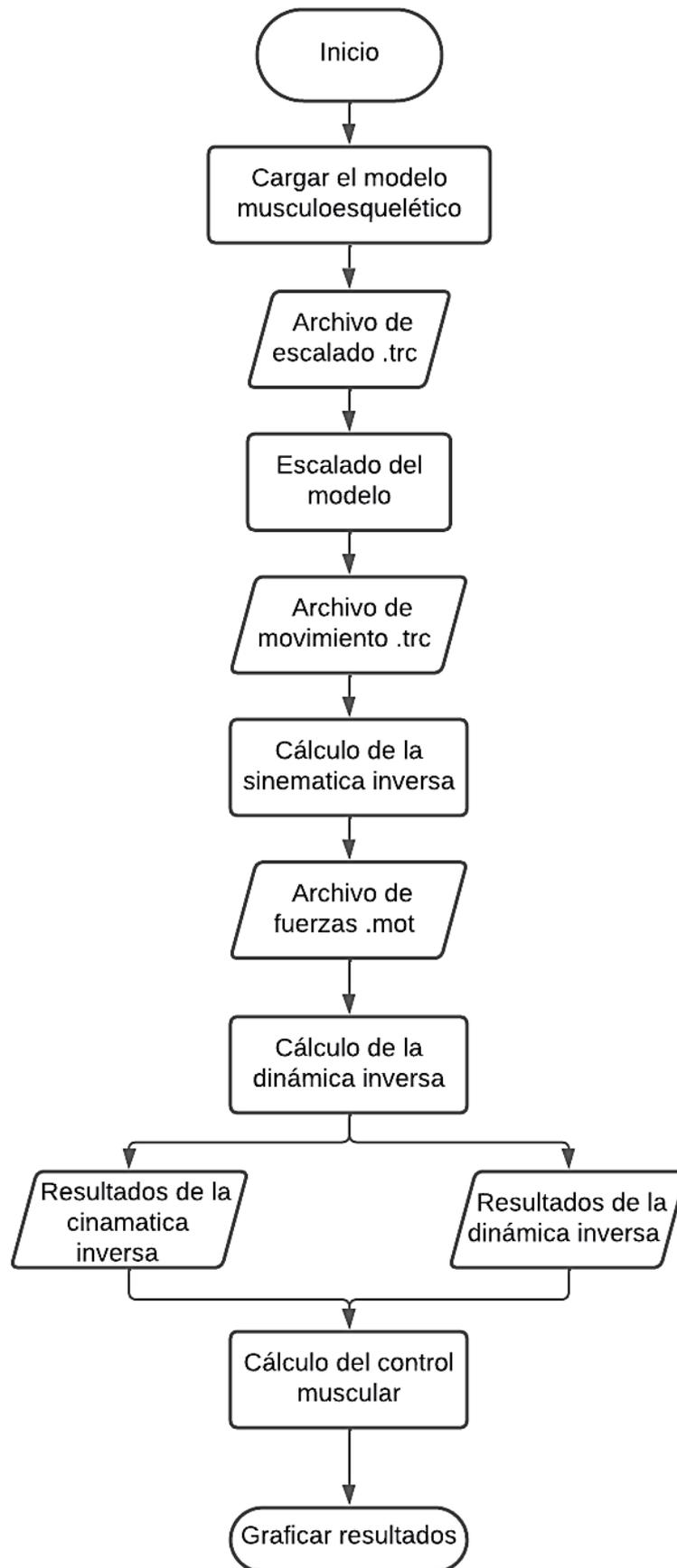
En la Figura 2.17 se observa el diagrama de flujo correspondiente al proceso que se debe seguir previo a realizar la simulación en OpenSim. En este proceso, se empleó MATLAB para generar diversos códigos destinados a producir los archivos Tracker (.trc) y .mot a partir de los archivos de movimiento y fuerza, respectivamente. Estos archivos serán utilizados en la simulación en OpenSim y en el cálculo del control muscular.



**Figura 2.17.** Diagrama de flujo para preparación previo al procesamiento en OpenSim.  
**Fuente:** (Propia)

El siguiente paso implica llevar a cabo la simulación en OpenSim utilizando los archivos generados previamente mediante MATLAB. En la Figura 2.18 se muestra el diagrama de flujo que describe el proceso a seguir para llevar a cabo esta simulación. Como primer paso, se carga el modelo musculoesquelético que se utilizará. Posteriormente, se realiza el escalado, el cual consiste en ajustar los marcadores definidos en el modelo musculoesquelético con los marcadores colocados en el sujeto. Una vez completado el escalado, se procede al cálculo de la cinemática inversa utilizando el archivo .trc correspondiente a cada movimiento realizado. Este proceso produce un archivo .mot que contiene la información de la cinemática inversa.

El siguiente paso es realizar el cálculo de la dinámica inversa utilizando el archivo .mot obtenido. Este proceso genera un archivo .sto que contiene los resultados de la dinámica inversa. Finalmente, con todos los resultados de la cinemática y dinámica inversa, se calcula el control muscular, el cual proporciona la fuerza en Newton ejercida por cada músculo que forma parte del modelo musculoesquelético. A partir de aquí, se generan gráficas de fuerza versus tiempo de los músculos en los cuales se colocaron los sensores de electromiografía (EMG).



**Figura 2.18.** Diagrama de flujo del procesamiento de OpenSim.  
**Fuente:** (Propia)

### **2.4.1. Obtención de archivo Tracker de escalado**

Para obtener el archivo Tracker (.trc) que será útil para realizar el escalado del modelo de OpenSim en función de los marcadores empleados en la calibración estática de la fotogrametría se utilizó un código programado en Matlab (Ver ANEXO V).

En primer lugar, se inicializan las variables necesarias, como las medidas del sujeto, la frecuencia de fotogramas por segundo (fps) y la referencia del modelo OpenSim para la posición de C7. Luego, se procede a la lectura de los datos de fotogrametría desde un archivo de texto específico. Estos datos se almacenan en una matriz denominada "dat0". Posteriormente, se preparan los datos para el escalado creando una matriz llamada "data\_scale", donde se ajustan las coordenadas de los marcadores para que se correspondan con el modelo OpenSim. Este proceso se realiza mediante un bucle que recorre los puntos de marcador que se desean utilizar y aplica las transformaciones necesarias.

A continuación, se prepara el archivo de salida "Traker\_Scale.trc", donde se definirán los encabezados y metadatos pertinentes para el archivo. Esto se realiza mediante la creación de una matriz llamada "traker", en la cual se agregan los encabezados y la información de los fotogramas, como el número de fotogramas, la frecuencia de captura, y la cantidad de marcadores, entre otros datos.

Finalmente, se escriben los datos escalados en el archivo de salida "Traker\_Scale.trc", donde se recorren las filas y columnas de la matriz "traker", escribiendo cada valor en el archivo de salida. Este archivo generado es utilizado para escalar el modelo de OpenSim.

### **2.4.2. Obtención de archivo Tracker de movimiento**

Para realizar el estudio cinemático se implementó un código en MATLAB (Ver ANEXO VI). El funcionamiento del código es similar al proceso para obtener el archivo Tracker de escalado. En este caso, se genera un archivo resultante "Traker\_Movimiento.trc" que será utilizado para el análisis cinemático inverso en el modelo de OpenSim.

### **2.4.3. Obtención de archivo Tracker de fuerza**

Para llevar a cabo el estudio en OpenSim, se implementó un script en MATLAB (Ver ANEXO VII) que realiza el análisis de fuerzas y movimiento. En primer lugar, se inicializaron las variables pertinentes, como las medidas del sujeto, la frecuencia de fotogramas por segundo (fps), y el sistema de referencia utilizado (XZY). A continuación, se procedió a la lectura de los datos del movimiento del sujeto y de la plataforma de fuerzas desde los archivos generados por la plataforma de fuerza al realizar la experimentación.

Posteriormente, se realizó el procesamiento de los datos de fuerza, incluyendo el cálculo del peso del sujeto a partir de los datos de la plataforma de fuerzas y la determinación de parámetros antropométricos como la masa de la cabeza, cuello y tronco. Los datos de fuerza fueron ajustados para calcular tanto el momento dinámico como estático en la plataforma de fuerzas.

Simultáneamente, se llevó a cabo el procesamiento de los datos de movimiento del sujeto. Estos datos fueron ajustados para que coincidieran con el sistema de referencia de OpenSim.

Finalmente, se generaron archivos de salida con los datos de fuerza y movimiento procesados. Estos archivos son utilizados en OpenSim para realizar el análisis cinemático y dinámico del sujeto en estudio.

#### **2.4.4. Cálculo de frecuencias APDF**

Con el fin de comparar las curvas APDF del movimiento de flexo extensión con los resultados de la simulación en OpenSim, es necesario convertir los datos de fuerza muscular (en Newton) de OpenSim a frecuencias acumuladas. Para llevar a cabo este proceso, se utiliza un código en MATLAB (Ver ANEXO VIII) diseñado para procesar los datos de fuerza muscular obtenidos de las simulaciones en OpenSim.

El código comienza por limpiar la ventana de comandos y la pantalla para asegurar un espacio de trabajo limpio. Luego, carga dos archivos de datos fundamentales: "S1S01.sto", que contiene los resultados de fuerza muscular en Newton, y "Calibracion\_der.sto", que funciona como una simulación de calibración. Estos archivos contienen información detallada sobre las fuerzas musculares de varios músculos del modelo empleado.

En cada archivo ".sto", se extraen las columnas correspondientes a los músculos donde se ubicaron los sensores EMG. Para cada músculo, se lleva a cabo un proceso de calibración utilizando el archivo "Calibracion\_der.sto". Se emplean los valores mínimos y máximos de fuerza muscular, los cuales representan estados de reposo y calibración, respectivamente. Con los valores de fuerza ya calibrados, se normalizan las fuerzas musculares de la simulación principal y se calcula la función de distribución acumulada empírica (ECDF) correspondiente. Posteriormente, se interpola la ECDF para obtener valores de frecuencia acumulada uniformemente distribuidos entre 1 y 99.

Los valores resultantes de frecuencia acumulada para cada músculo se almacenan en variables específicas (Z1, Z2, Z3 y Z4), que representan la frecuencia acumulada del cuello derecho, cuello izquierdo, trapecio derecho y trapecio izquierdo, respectivamente. Finalmente, estos valores se combinan en una matriz. Esta matriz contiene los datos procesados de las frecuencias acumuladas de las fuerzas musculares y se guarda en un archivo ".mat".

## 2.5. Cálculo de correlaciones estadísticas

En esta sección de la metodología, se llevó a cabo el análisis de los resultados utilizando el análisis de varianza (ANOVA) para determinar diversos coeficientes de correlación y evaluar distintas características de las mediciones obtenidas en el estudio. Para realizar este análisis, se desarrolló un código en Matlab (Ver ANEXO IX), específicamente diseñado para calcular dichos coeficientes y facilitar su interpretación.

Las mediciones del experimento se organizaron en una matriz tridimensional denominada M. La primera columna del patrón funcional se asignó a la primera "capa" de M, mientras que la segunda columna de la experimentación del escenario planteado se asignó a la segunda "capa" de M. Posteriormente, se invocó una función llamada "ICorre\_sesiones", determinando los tres siguientes argumentos necesarios: cse, typ y Xc.

La función fue utilizada en este trabajo según lo propuesto por (Shrout & Fleiss, 1979).

El argumento "cse" puede ser 1, 2 o 3, y representa el tipo de coeficiente ICC que se va a utilizar. Su explicación es la siguiente:

- "cse" = 1: Cada objetivo o sujeto es evaluado por un conjunto diferente de evaluadores tomados de una población más amplia. El factor "evaluador" es aleatorio y las mediciones no se repiten entre los mismos evaluadores para diferentes objetivos.
- "cse" = 2: Cada objetivo o sujeto es evaluado por el mismo conjunto de evaluadores, seleccionados de una población más amplia. Aunque las mediciones son repetidas, el factor "evaluador" sigue siendo aleatorio, ya que los evaluadores son una muestra de una población más grande.
- "cse" = 3: Cada objetivo o sujeto es evaluado por el mismo conjunto de evaluadores, que son los únicos de interés para el estudio. Las mediciones son repetidas y el factor "evaluador" se considera fijo, ya que los mismos evaluadores se utilizan en todas las mediciones y no se consideran una muestra de una población más amplia.

El argumento "typ" puede ser "single" o "k". Estos valores denotan si el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) se calcula basándose en una única medida o en un promedio de k medidas. La diferencia entre estos enfoques radica en cómo se calcula la varianza. Su explicación es la siguiente:

- "typ" = "single": El ICC se calcula basándose en una sola medición para cada evaluador. Cada evaluador proporciona una única medida para cada objetivo o sujeto.
- "typ" = "k": El ICC se calcula utilizando el promedio de k medidas para cada evaluador. Cada evaluador proporciona múltiples medidas para cada objetivo o sujeto, y el ICC se basa en la variabilidad entre estos promedios.

El argumento "Xc" representa la matriz tridimensional que contiene las mediciones realizadas del patrón funcional y del experimento. El argumento "Xc" es igual a la matriz "M".

Esta función devuelve una serie de resultados estadísticos, tales como el valor máximo (Max), el valor mínimo (Min), el rango (Rango), la media (Media), la mediana (Mediana), el error estándar de la media (SEM), la desviación estándar (DesvStan), la varianza (Varianza), entre otros.

En el presente trabajo se realizó el análisis de los siguientes coeficientes:

- SEM (Error Estándar de la Medición)
- CMC (Coeficiente de Correlación Múltiple)
- ICC (Coeficiente de Correlación Intraclase)

## **2.6. Análisis de significancia**

En esta sección, se realiza un análisis de la significancia entre los resultados obtenidos en dos conjuntos de datos diferentes: el patrón funcional de flexo extensión y el experimento de accidente automovilístico, con 26 y 5 mediciones respectivamente. Dado que cada conjunto de resultados representa movimientos no similares y son mutuamente excluyentes, se optó por utilizar un análisis de varianza (ANOVA) de una vía. Esto se debe a que el ANOVA de una vía es apropiado cuando se va a comparar las medias de grupos independientes, como es el caso aquí, donde los grupos de resultados representan condiciones distintas que no se superponen entre sí.

Para realizar el análisis ANOVA de una vía, se generó un código en MATLAB (Ver ANEXO X) donde se utilizó la función "anova1(y, group, displayopt)". Esta función requiere los siguientes datos de entrada:

- “y”: Representa los datos de muestra, especificados como un vector o una matriz.
- “group”: Son las variables de agrupación especificadas como: vector numérico, vector lógico, vector categórico, arreglo de caracteres, arreglo de cadenas o un arreglo de celdas de vectores de caracteres.
- “displayopt”: Indicador para mostrar la tabla ANOVA y la gráfica de caja, especificado como “on” u “off”.

Como resultado, esta función proporciona los siguientes datos de salida:

- “p”: Es el valor p resultante del análisis de ANOVA. Indica si hay diferencias significativas entre los grupos. Un valor p pequeño (generalmente menor que 0.05) sugiere que al menos un par de grupos tienen diferencias significativas en sus medias.
- “tbl”: Es una tabla de resumen que contiene información adicional sobre el análisis de varianza. Puede incluir estadísticas como la suma de cuadrados, los grados de libertad y las medias cuadráticas.
- “stats”: Es una estructura que proporciona estadísticas adicionales del análisis de varianza. Puede incluir la media, la desviación estándar y otros valores para cada grupo.

Con ello, el código generado organiza los datos en un formato adecuado para el ANOVA. Los datos del patrón funcional de flexo extensión se almacenan en la matriz “VAR”, y los datos del experimento de accidente automovilístico se incluyen como columnas adicionales al final de “VAR”. Luego, se crea un vector `factor` que especifica a qué grupo pertenece cada observación en “VAR”. En este caso, las primeras observaciones corresponden al patrón funcional (grupo 1), mientras que las observaciones restantes corresponden al experimento de accidente (grupo 2).

Después, se ejecuta un bucle para cada observación, donde se realiza el ANOVA utilizando la función “anova1”. Se recopilan los valores p en el vector “pp” y se extraen las medias de cada grupo del resultado del ANOVA. Estas medias se utilizan posteriormente para trazar un gráfico donde se representará una curva que representa la media del patrón funcional, otra curva con la media del resultado de los experimentos y una tercera curva con la media de las dos primeras curvas donde se resalta las diferencias significativas con un nivel de significancia de 0.05.

### 3. RESULTADOS, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

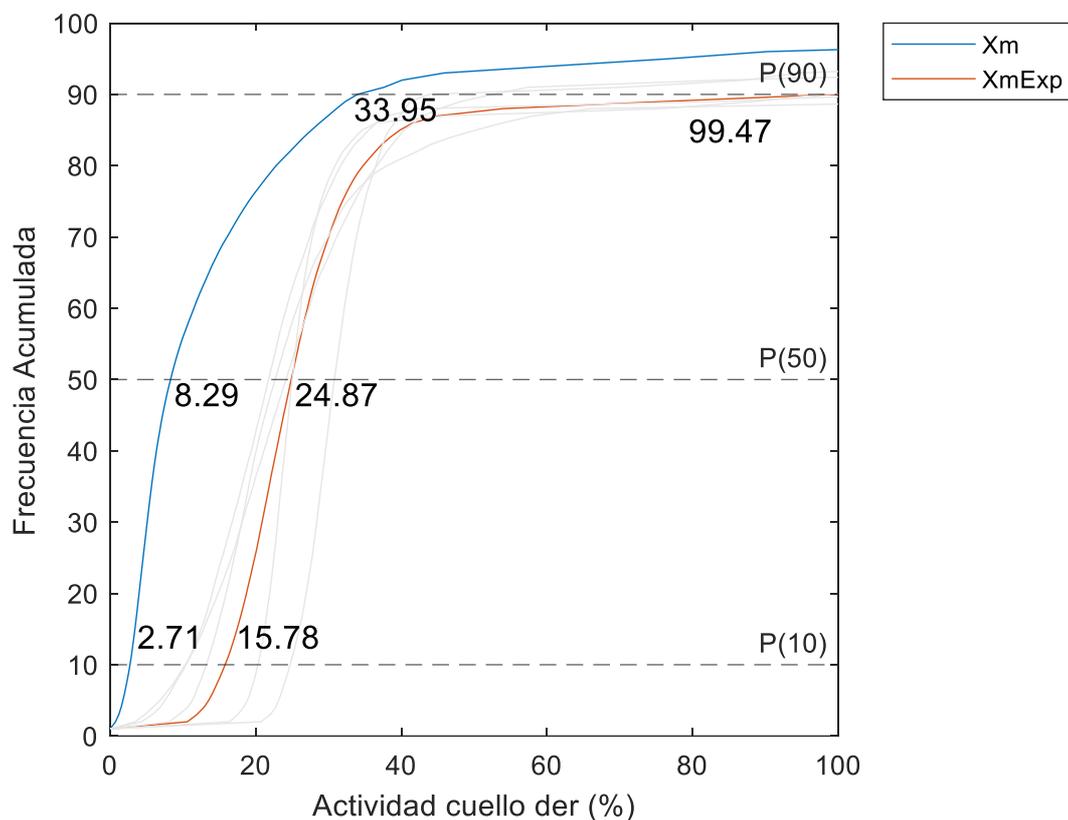
#### 3.1. Resultados

Los resultados se presentan mediante el uso de gráficos elaborados con Matlab, lo que permite realizar comparaciones entre los dos tipos de escenarios. Además, se utilizan tablas para mostrar los diferentes coeficientes de correlación estadística empleados, lo cual facilita el análisis posterior de cada factor.

##### 3.1.1. Actividad muscular experimental

En esta sección se realiza la comparación entre los resultados del patrón funcional correspondiente al movimiento de flexo-extensión con los resultados experimentales y los calculados mediante Matlab del movimiento de un accidente vehicular, específicamente del latigazo cervical.

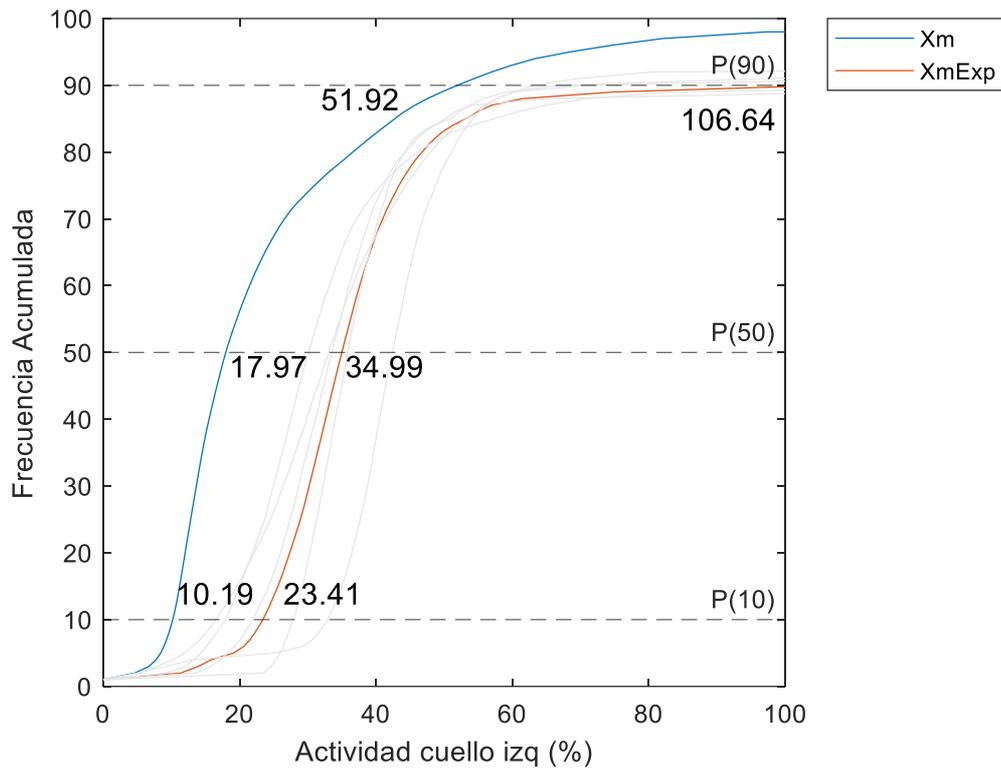
##### 3.1.1.1. Cuello derecho



**Figura 3.1.** Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para cuello derecho.

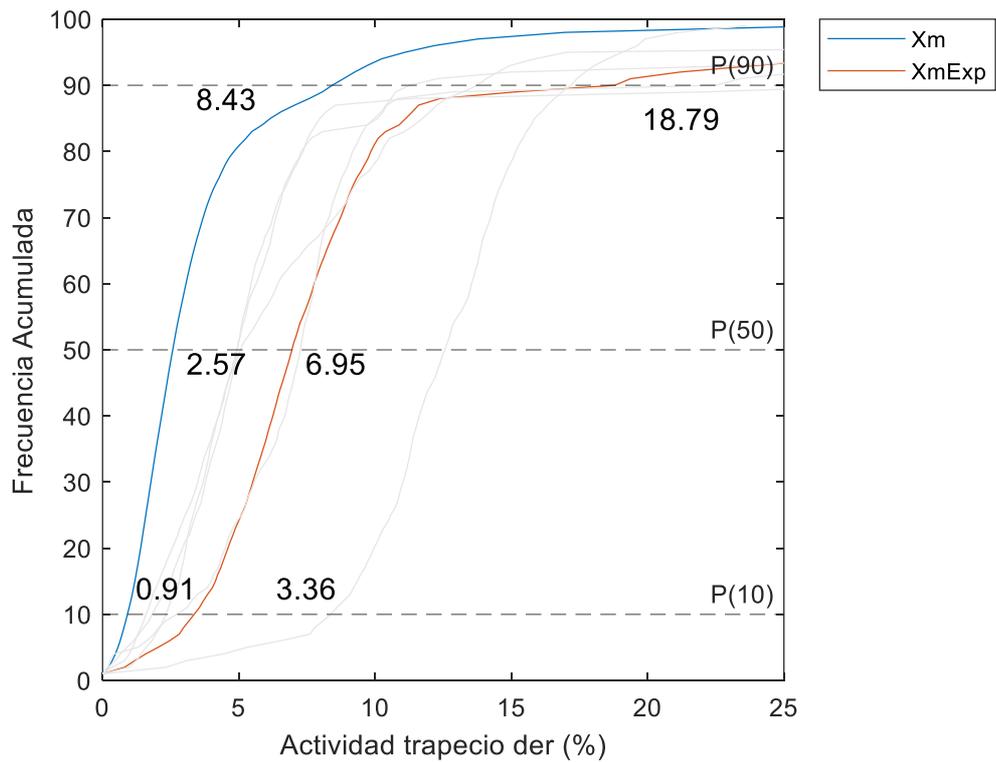
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.2. Cuello izquierdo



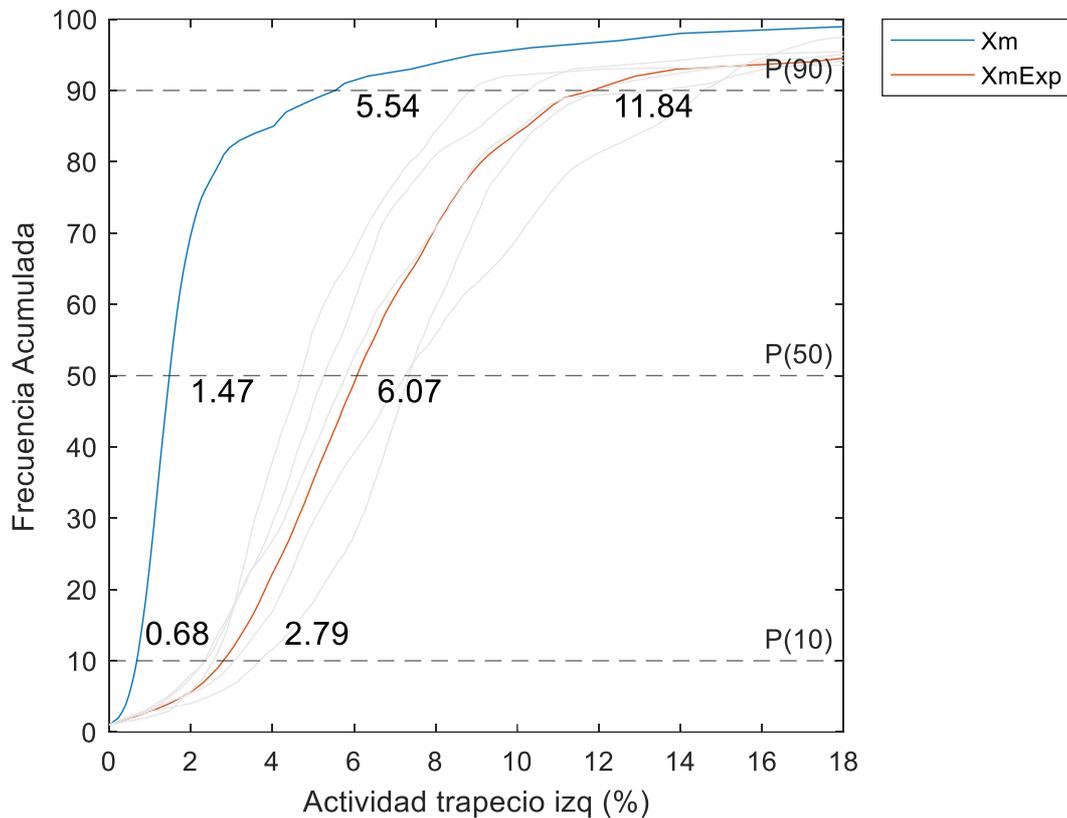
**Figura 3.2.** Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para cuello izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.3. Trapecio derecho



**Figura 3.3.** Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para trapecio derecho.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.4. Trapecio izquierdo



**Figura 3.4.** Actividad muscular experimental vs frecuencia acumulada para trapecio izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.5. Resumen de datos obtenidos

La Tabla 3.1 presenta los valores de actividad muscular registrados en los cuatro músculos analizados (cuello derecho, cuello izquierdo, trapecio derecho y trapecio izquierdo) durante los dos tipos de movimientos: flexo-extensión del cuello ( $X_m$ ) y latigazo cervical realizado experimentalmente ( $X_{mExp}$ ). Los valores se expresan en percentiles (10, 50 y 90), los cuales permiten evaluar la actividad muscular estática, la actividad muscular media y la actividad muscular máxima.

En el músculo del cuello derecho, se observa que la actividad muscular durante un movimiento de flexo-extensión ( $X_m$ ) aumenta con el percentil. En comparación, la actividad muscular durante el escenario de latigazo cervical ( $X_{mExp}$ ) son considerablemente mayores en todos los percentiles, con incrementos porcentuales ( $\Delta X$ ) muy elevados, alcanzando un incremento máximo del 582.29% en el percentil 10. Además, se obtiene una actividad muscular máxima, correspondiente al percentil 90, igual a 99.47% en el escenario de latigazo cervical, lo que sugiere una respuesta muscular mucho más intensa durante el latigazo cervical.

El cuello izquierdo presenta un patrón similar al observado en el cuello derecho, mostrando un aumento progresivo de la actividad muscular con los percentiles. El incremento de la actividad muscular ( $\Delta X$ ) es también considerablemente alto, aunque algo menor que en el cuello derecho, con un incremento máximo del 229.74% en el percentil 1. En el percentil 90 del escenario de latigazo cervical, se observa una actividad muscular máxima de 106.64%. Estos datos indican una sobrecarga muscular significativa durante el latigazo cervical en ambos lados del cuello. Sin embargo, con una actividad muscular máxima de 106.64% en el percentil 90 del escenario de latigazo cervical, se evidencia una mayor afectación en el lado izquierdo del cuello.

En el caso de los trapecios derecho e izquierdo, se observa una tendencia similar. Los valores de la actividad muscular durante el escenario de latigazo cervical son mayores que los observados en el movimiento de flexo-extensión, pero inferiores a la actividad muscular registrada en el cuello. En el trapecio derecho, el mayor incremento  $\Delta X$  es de 369.23%, con una actividad muscular  $X_{mExp}$  de 3.36% en el percentil 10 y un máximo de 18.79% en el percentil 90. Por otro lado, en el trapecio izquierdo, el incremento máximo  $\Delta X$  es de 412.93%, con una actividad muscular  $X_{mExp}$  de 6.07% en el percentil 50 y un máximo de 11.84% en el percentil 90.

Se observa que, en un escenario simulando un movimiento de latigazo cervical con una fuerza externa de 87.59 Newtons, la actividad muscular en el sujeto de prueba aumenta significativamente en comparación con el movimiento de flexo-extensión, el cual sigue un patrón funcional sin riesgos evidentes. El aumento de la actividad muscular es mayor en la zona del cuello. Aunque los trapecios muestran un incremento, este es menor en comparación con el sufrido en el cuello. Sin embargo, para poder definir si el latigazo cervical presenta un escenario de riesgo en el sujeto, se debe realizar un análisis de significancia con el objetivo de definir el nivel de variación entre el movimiento de flexo-extensión y el latigazo cervical.

**Tabla 3.1.** Resumen de actividad muscular experimental

Fuente: (Propia)

Percentil	Cuello derecho			Cuello izquierdo		
	Xm [%]	XmExp [%]	$\Delta X$ [%]	Xm [%]	XmExp [%]	$\Delta X$ [%]
10	2.71	15.78	582.29	10.19	23.41	229.74
50	8.29	24.87	300.00	17.97	34.99	194.71
90	33.95	99.47	292.99	51.92	106.64	205.39

Percentil	Trapezio derecho			Trapezio izquierdo		
	Xm [%]	XmExp [%]	$\Delta X$ [%]	Xm [%]	XmExp [%]	$\Delta X$ [%]
10	0.91	3.36	369.23	0.68	2.79	410.29
50	2.57	6.95	270.43	1.47	6.07	412.93
90	8.43	18.79	222.89	5.54	11.84	213.72

### 3.1.1.6. Análisis de correlaciones estadísticas

Para el análisis de las correlaciones estadísticas calculadas mediante códigos realizados en MATLAB entre el movimiento de flexo extensión y el movimiento de latigazo cervical, se han agrupado en la Tabla 3.2 los tres coeficientes obtenidos para cada músculo analizado.

Los coeficientes de correlación múltiple (cmc), obtenidos al comparar la curva del patrón funcional con la curva del escenario experimental, exhiben un rango de 0.30 a 0.45. De acuerdo con los rangos establecidos para determinar el nivel de correlación entre las mediciones, se observa un nivel que no alcanza el moderado. Esto indica una correlación baja, sugiriendo que las mediciones realizadas en diferentes escenarios presentan una alta variabilidad.

Por otro lado, los coeficientes de correlación de Inter clase (ICC) son inferiores a 1, lo que indica una falta de concordancia entre los diferentes conjuntos de mediciones.

Además, el error estándar de medición (SEM) muestra un valor elevado, lo que sugiere una baja precisión en las mediciones y una falta de cercanía entre ellas. Específicamente, los coeficientes de los músculos del cuello derecho e izquierdo presentan un mayor error, mientras que los músculos de los trapecios derechos e izquierdos exhiben un error relativamente menor en comparación con los del cuello.

Los coeficientes obtenidos confirman que el procesamiento de los datos derivados de los experimentos de flexión extensión y latigazo cervical, utilizando el método de fotogrametría y EMG, ha generado curvas APDF coherentes con la naturaleza de ambos tipos de movimientos.

**Tabla 3.2.** Coeficientes de correlación obtenidos para el experimento  
**Fuente:** (Propia)

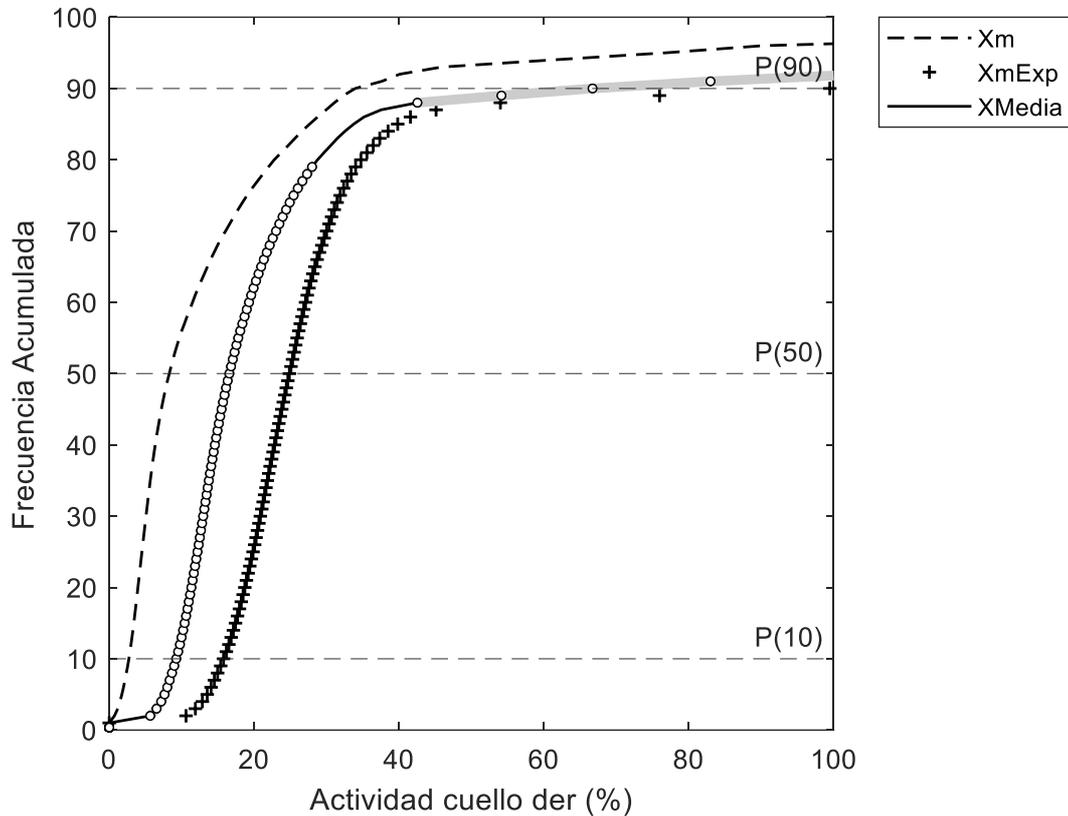
	<b>cmc</b>	<b>SEM</b>	<b>ICC</b>
<b>Cuello derecho</b>	0.4434	82.4660	0.6650
<b>Cuello izquierdo</b>	0.3298	145.1365	0.5436
<b>Trapezio derecho</b>	0.3464	7.3485	0.6487
<b>Trapezio izquierdo</b>	0.3875	1.8519	0.8996

### **3.1.1.7. Análisis de significancia**

En la presente sección, se realizó el análisis de significancia entre las mediciones del movimiento de flexo-extensión ( $X_m$ ) y el movimiento de latigazo cervical experimentalmente calculado mediante Matlab ( $X_{mExp}$ ). Para analizar la significancia entre cada medición y poder determinar el nivel de riesgo asociado con el movimiento de latigazo cervical en el cuello, se calculó una curva promedio ( $X_{Media}$ ) entre las dos curvas a analizar. Para identificar las secciones de la curva  $X_{Media}$  donde existe significancia, se utilizó un símbolo circular (o) que indica cuando el índice p es menor a 0.05 y existe una alta variación entre el patrón funcional (flexo extensión) y el escenario planteado.

#### **3.1.1.7.1. Cuello derecho**

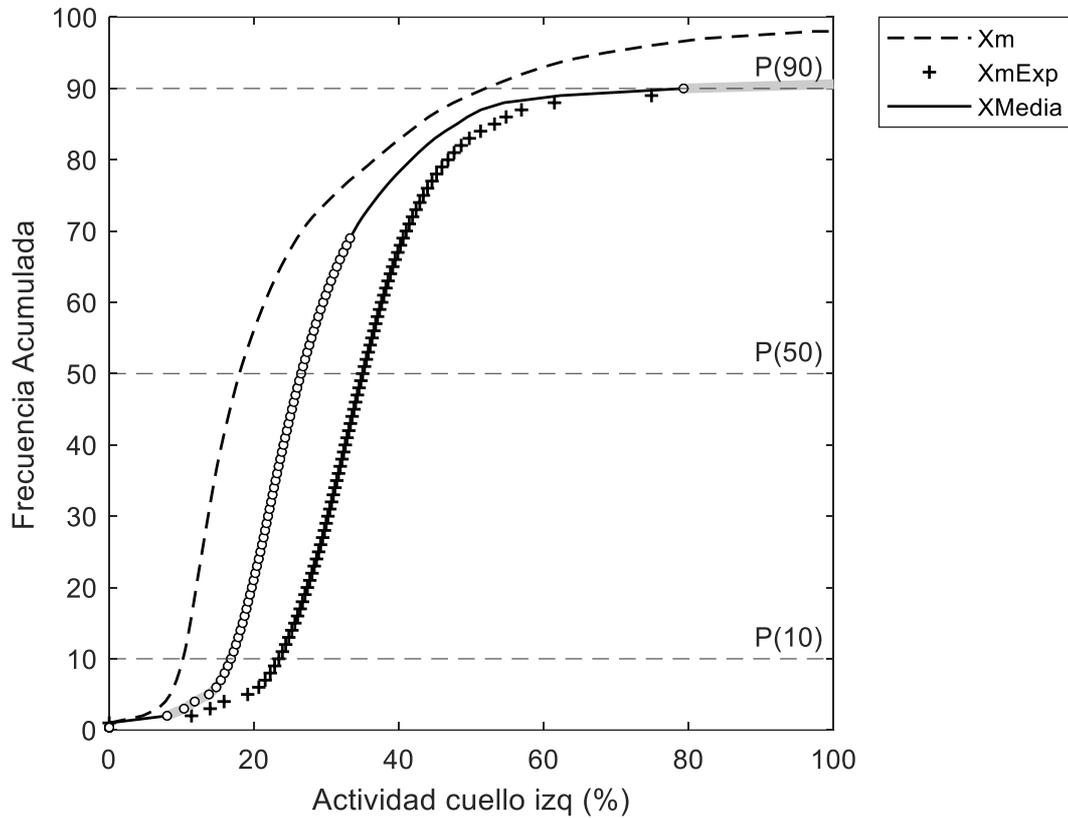
En la Figura 3.5 se muestra el análisis de significancia mediante el ANOVA para el cuello derecho. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), se observa que la actividad muscular, desde un nivel de 5.66% hasta un nivel de 28%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. Por otro lado, se identifica que en el rango del 28% al 42.53% se vuelve no significativo, donde el nivel de riesgo disminuye. Sin embargo, a partir de una actividad muscular del 42.53%, el nivel de significancia vuelve a aumentar, alcanzando un máximo en el percentil 90, lo que resulta en un sobre esfuerzo en el cuello derecho y sugiere un efecto de riesgo para este músculo.



**Figura 3.5.** Diferencia significativa experimental en cuello derecho.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.7.2. Cuello izquierdo

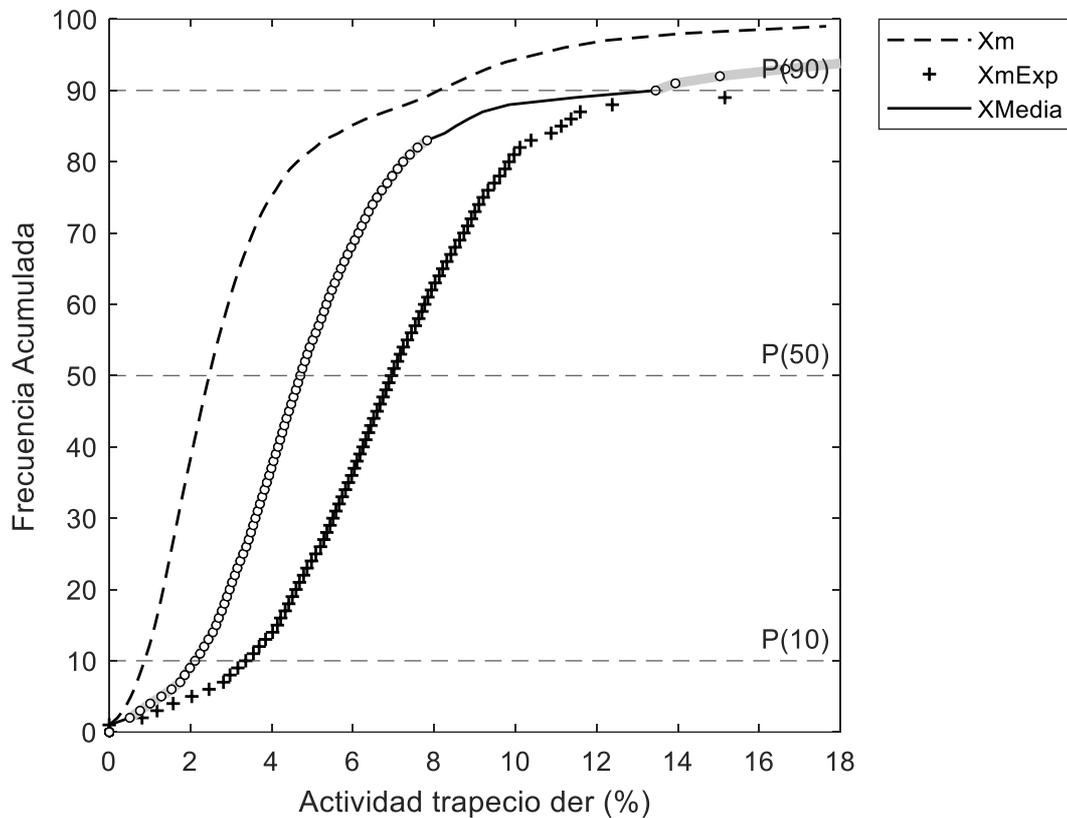
En la Figura 3.6 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el cuello izquierdo. Se observa que la tendencia es similar a la presentada en el cuello derecho. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), la actividad muscular, que va desde un nivel de 7.98% hasta un nivel de 33.24%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. En el rango de 33.24% hasta llegar al percentil 90, con un valor de 79.27%, el nivel de riesgo cambia, volviéndose no significativo, y, además, este rango es mayor al presentado en el cuello derecho. Desde el punto máximo igual al 79.27% (percentil 90) se observa que la curva vuelve a presentar significancia. Por tanto, en el músculo del cuello izquierdo existe un sobre esfuerzo que produce un efecto de riesgo en el mismo.



**Figura 3.6.** Diferencia significativa experimental en cuello izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.1.7.3. Trapecio derecho

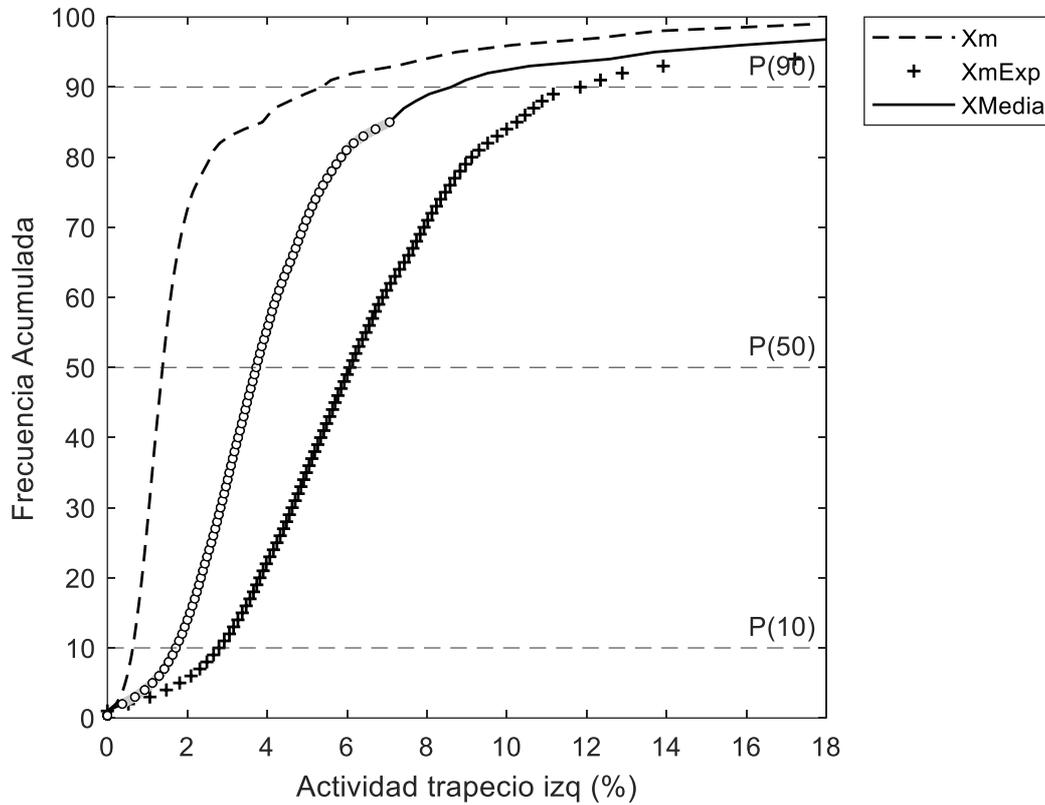
En la Figura 3.7 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el trapecio derecho. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), la actividad muscular, que va desde un nivel de 0.50% hasta un nivel de 7.82%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. En el rango de 7.82% hasta llegar al percentil 90, con un valor de 13.45%, el nivel de riesgo cambia, volviéndose no significativo. Desde el punto máximo igual al 13.45% (percentil 90) se observa que la curva vuelve a presentar significancia. Por tanto, en el músculo del trapecio derecho existe un sobre esfuerzo que produce un efecto de riesgo en el mismo.



**Figura 3.7.** Diferencia significativa experimental en trapecio derecho.  
**Fuente:** (Propia)

#### 3.1.1.7.4. Trapecio izquierdo

En la Figura 3.8 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el trapecio izquierdo. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), la actividad muscular, que va desde un nivel de 0.37% hasta un nivel de 7.06%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. A partir de una actividad muscular de 7.06%, el efecto se vuelve no significativo, lo que indica que no existe una alta variación entre cada grupo de mediciones. En este caso, el riesgo es mayor en el momento en que la persona está en un estado estático justo antes del choque y durante el movimiento del latigazo cervical. A pesar de que el esfuerzo máximo (percentil 90) es mayor con el movimiento del latigazo cervical, no llega a ocasionar un sobreesfuerzo máximo. Sin embargo, el sobreesfuerzo ocurrido cuando la curva es significativa puede provocar un daño en el músculo posterior al latigazo cervical.

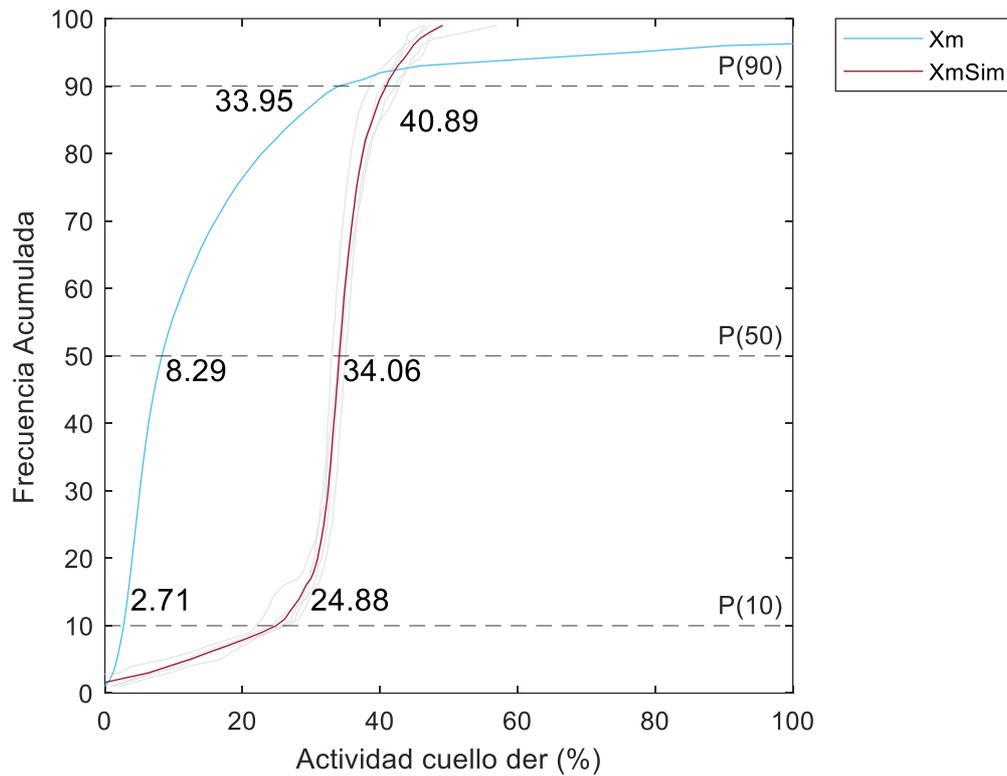


**Figura 3.8.** Diferencia significativa experimental en trapecio izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2. Actividad muscular obtenida en OpenSim

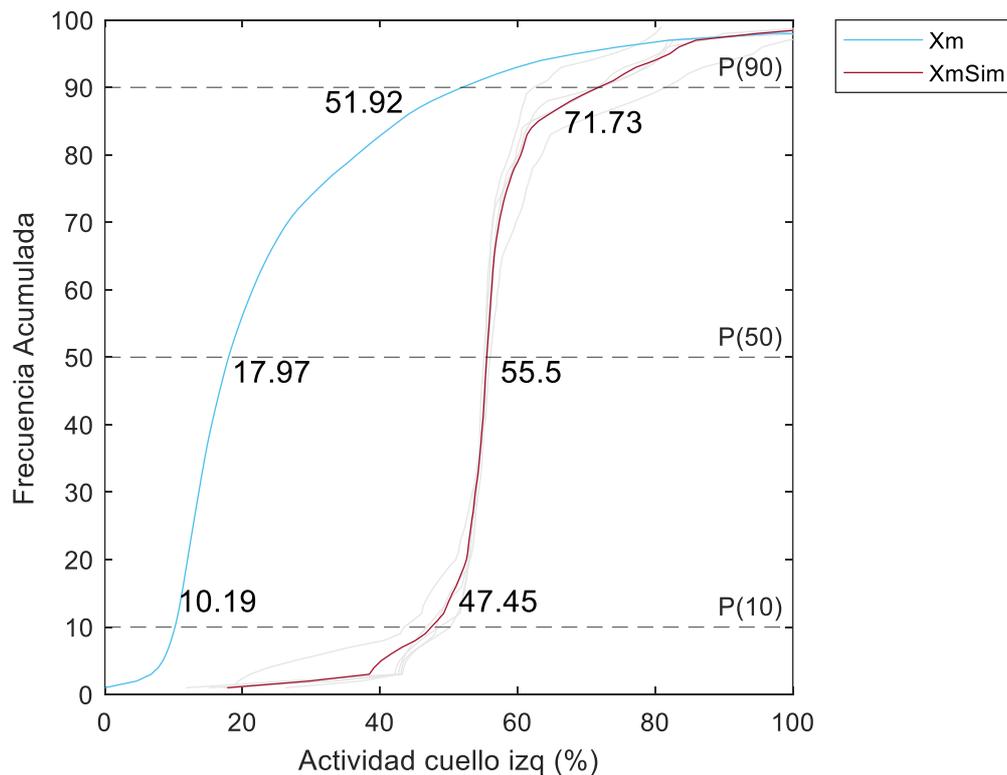
En esta sección se realiza la comparación entre los resultados del patrón funcional correspondiente al movimiento de flexo-extensión con los resultados experimentales y los calculados mediante la simulación en OpenSim del movimiento de un accidente vehicular, específicamente del latigazo cervical.

### 3.1.2.1. Cuello derecho



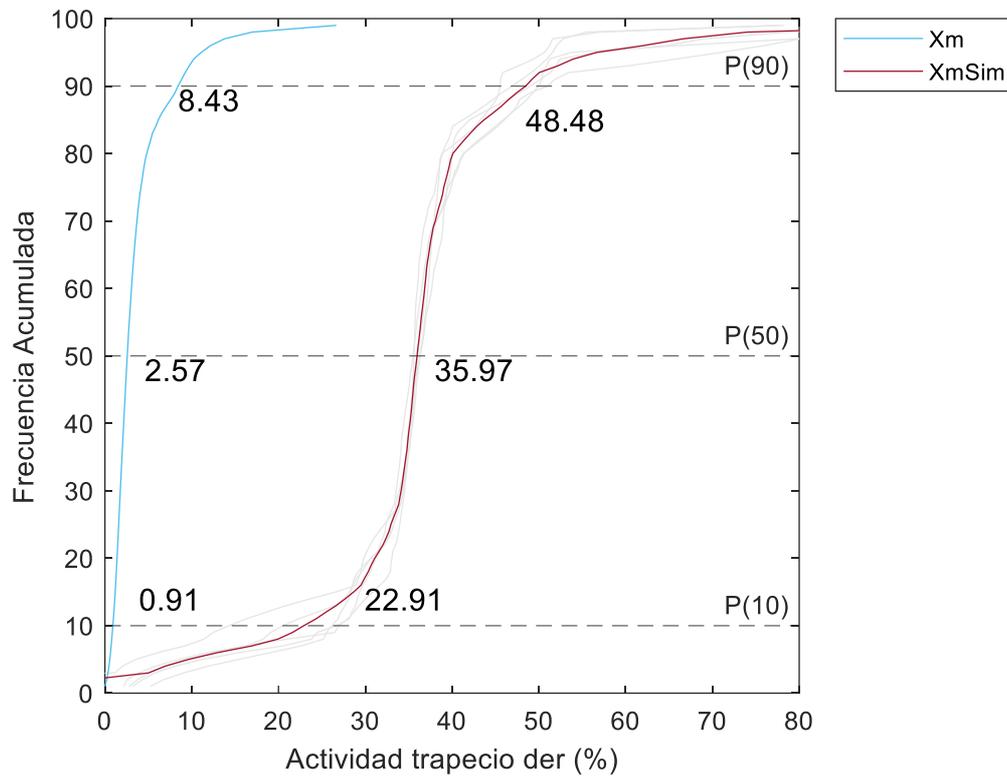
**Figura 3.9.** Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para cuello derecho.  
Fuente: (Propia)

### 3.1.2.2. Cuello izquierdo



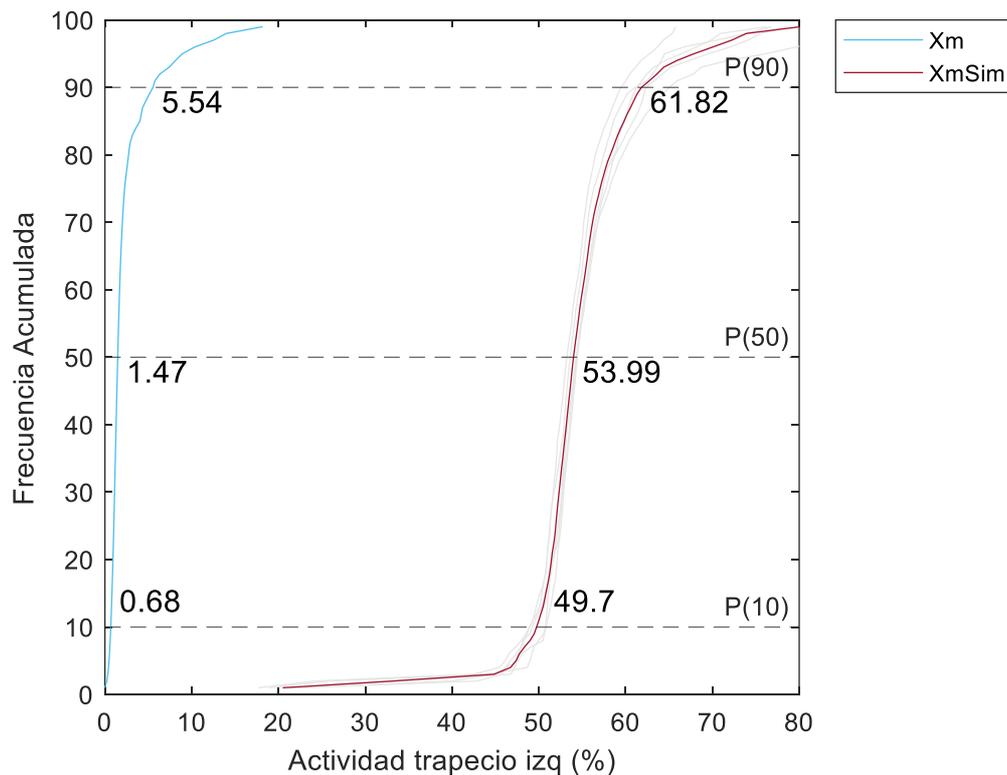
**Figura 3.10.** Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para cuello izquierdo.  
Fuente: (Propia)

### 3.1.2.3. Trapecio derecho



**Figura 3.11.** Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para trapecio derecho.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2.4. Trapecio izquierdo



**Figura 3.12.** Actividad muscular simulada vs frecuencia acumulada para trapecio izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2.5. Resumen de datos obtenidos

La Tabla 3.3 presenta los valores de actividad muscular registrados en los cuatro músculos analizados (cuello derecho, cuello izquierdo, trapecio derecho y trapecio izquierdo) durante los dos tipos de movimientos: flexo-extensión del cuello ( $X_m$ ) y latigazo cervical realizado por medio de OpenSim ( $X_{mSim}$ ). Los valores se expresan en percentiles (10, 50 y 90), los cuales permiten evaluar el esfuerzo estático, el esfuerzo medio y los esfuerzos máximos.

La actividad muscular en el cuello derecho durante el escenario de latigazo cervical simulado en OpenSim ( $X_{mSim}$ ) presenta un incremento significativo en comparación con la actividad muscular observada durante un movimiento de flexo-extensión. Este incremento alcanza un máximo del 918.08% en el percentil 10 y una actividad máxima del 40.89% en el percentil 90, lo que sugiere una respuesta muscular mucho más intensa durante el latigazo cervical.

El cuello izquierdo muestra un patrón similar al del cuello derecho. El incremento de la actividad muscular ( $\Delta X$ ) es mayor que en el cuello derecho, alcanza un máximo del 465.65% en el percentil 1 y una actividad muscular máxima de 71.73% en el percentil 90 durante el latigazo cervical, indicando una sobrecarga muscular significativa en el lado izquierdo del cuello.

En los trapecios, se observa un aumento significativamente mayor en la actividad muscular en comparación con la del cuello. Específicamente, se presenta un incremento del 2517.58% y 7308.82% en el percentil 10 para los músculos del trapecio derecho e izquierdo, respectivamente. La actividad muscular máxima resultante de la simulación en OpenSim es mayor en el trapecio izquierdo, alcanzando un 61.82%, mientras que en el trapecio derecho es de 48.48%.

A diferencia del análisis del escenario experimental, esta simulación en OpenSim no muestra una tendencia en la que un músculo específico tenga una mayor afectación generalizada. En este caso, los músculos del lado izquierdo presentan una mayor afectación en comparación con los del lado derecho.

El aumento de la actividad muscular es mayor en la zona del cuello. Aunque los trapecios muestran un incremento, este es menor en comparación con el cuello. El escenario simulado también representa un aumento en la actividad muscular, principalmente en el lado izquierdo. Aunque este aumento en el cuello es menor y en los trapecios es mayor en comparación con los resultados de la Tabla 3.1, se mantiene la tendencia de un incremento en todos los músculos. Sin embargo, para definir si el latigazo cervical presenta un escenario de riesgo para el sujeto, se debe realizar un análisis de significancia con el objetivo de determinar el nivel de variación entre el movimiento de flexo-extensión y el latigazo cervical.

**Tabla 3.3.** Resumen de actividad muscular simulada

Fuente: (Propia)

Percentil	Cuello derecho			Cuello izquierdo		
	Xm [%]	XmSim [%]	$\Delta X$ [%]	Xm [%]	XmSim [%]	$\Delta X$ [%]
<b>10</b>	2.71	24.88	918.08	10.19	47.45	465.65
<b>50</b>	8.29	34.06	410.86	17.97	55.5	308.85
<b>90</b>	33.95	40.89	120.44	51.92	71.73	138.15

Percentil	Trapezio derecho			Trapezio izquierdo		
	Xm [%]	XmSim [%]	$\Delta X$ [%]	Xm [%]	XmSim [%]	$\Delta X$ [%]
<b>10</b>	0.91	22.91	2517.58	0.68	49.7	7308.82
<b>50</b>	2.57	35.97	1399.61	1.47	53.99	3672.79
<b>90</b>	8.43	48.48	575.09	5.54	61.82	1115.88

### 3.1.2.6. Análisis de correlaciones obtenidas

Para el análisis de las correlaciones estadísticas calculadas mediante códigos en MATLAB entre el movimiento de flexo extensión y el movimiento de latigazo cervical simulado en OpenSim, se han agrupado en la Tabla 3.4 los tres coeficientes obtenidos para cada músculo analizado.

Los coeficientes de correlación múltiple (cmc), obtenidos al comparar la curva del patrón funcional con la curva del escenario experimental, exhiben un rango de -0.10 a 0.1. Esto indica una correlación significativamente baja entre cada escenario.

Por otro lado, los coeficientes de correlación de Inter clase (ICC) son inferiores a 1, lo que indica una falta de concordancia entre los diferentes conjuntos de mediciones.

Además, el error estándar de medición (SEM) muestra un valor elevado, lo que sugiere una baja precisión en las mediciones y una falta de cercanía entre ellas. Similarmente a los coeficientes SEM presentados en la Tabla 3.2, se observa que los coeficientes correspondientes a los músculos del cuello derecho e izquierdo exhiben un error más notable, en contraste con los músculos de los trapecios derechos e izquierdos, que muestran un error relativamente menor. Sin embargo, se destaca que, en este caso, la magnitud del SEM es inferior a la calculada en la Tabla 3.2.

La principal diferencia entre estos resultados y los de la Tabla 3.2 son los valores de los coeficientes *cmc*. Esto se debe al método utilizado para obtener las curvas APDF. En el análisis del escenario de latigazo cervical, se llevó a cabo una simulación en OpenSim, seguida de la obtención de las fuerzas de cada músculo en Newton. Posteriormente, se realizó un proceso de normalización de las frecuencias acumuladas, utilizando una distribución empírica acumulada (ECDF), seguido de un proceso de interpolación para obtener los valores de frecuencia acumulada. Esto se hizo con el fin de igualar las magnitudes y poder compararlas con la curva APDF de flexo extensión.

Los coeficientes obtenidos confirman la coherencia entre los datos procesados de los experimentos de flexión-extensión mediante fotogrametría y EMG, y de latigazo cervical mediante fotogrametría y OpenSim. Estos resultados respaldan la validez de las curvas APDF generadas por cada escenario diferente.

**Tabla 3.4.** Coeficientes de correlación obtenidos para OpenSim  
Fuente: (Propia)

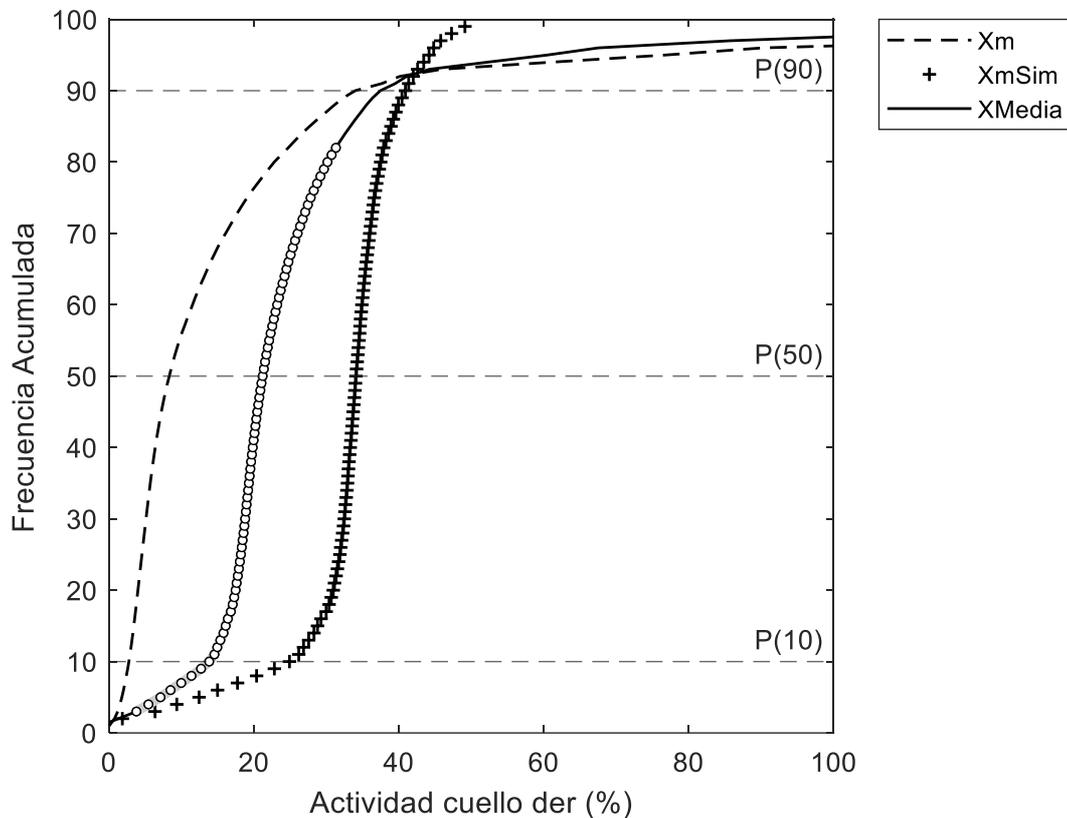
	<b>cmc</b>	<b>SEM</b>	<b>ICC</b>
<b>Cuello derecho</b>	0.1189	31.1942	0.2655
<b>Cuello izquierdo</b>	0.1321	43.1161	0.3477
<b>Trapezio derecho</b>	-0.5943	7.2919	0.6305
<b>Trapezio izquierdo</b>	-0.9274	3.4327	0.7400

### 3.1.2.7. Análisis de significancia

En la presente sección, se realizó el análisis de significancia entre las mediciones del movimiento de flexo-extensión ( $X_m$ ) y el movimiento de latigazo cervical calculado mediante OpenSim ( $X_{mSim}$ ). Para analizar la significancia entre cada medición y poder determinar el nivel de riesgo asociado con el movimiento de latigazo cervical en el cuello, se calculó una curva promedio ( $X_{Media}$ ) entre las dos curvas a analizar. Para identificar las secciones de la curva  $X_{Media}$  donde existe significancia, se utilizó un símbolo circular (o) que indica cuando el índice  $p$  es menor a 0.05, tal como se explicó en la metodología.

### 3.1.2.7.1. Cuello derecho

En la Figura 3.13 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el cuello derecho. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), la actividad muscular, que va desde un nivel de 3.74% hasta un nivel de 31.28%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. A partir de una actividad muscular de 31.28%, el efecto se vuelve no significativo, lo que indica que no existe una alta variación entre cada grupo de mediciones. Desde el percentil 90, con una actividad muscular de 42.56%, la actividad muscular del movimiento de flexo-extensión es mayor que la resultante de la simulación. Esto indica que el músculo recibe la mayor afectación en un estado de reposo y en un movimiento inicial; sin embargo, no alcanza el esfuerzo máximo debido a que el modelo de la simulación se detiene y los esfuerzos internos de los músculos no se reducen a cero de manera natural, sino que son interrumpidos.

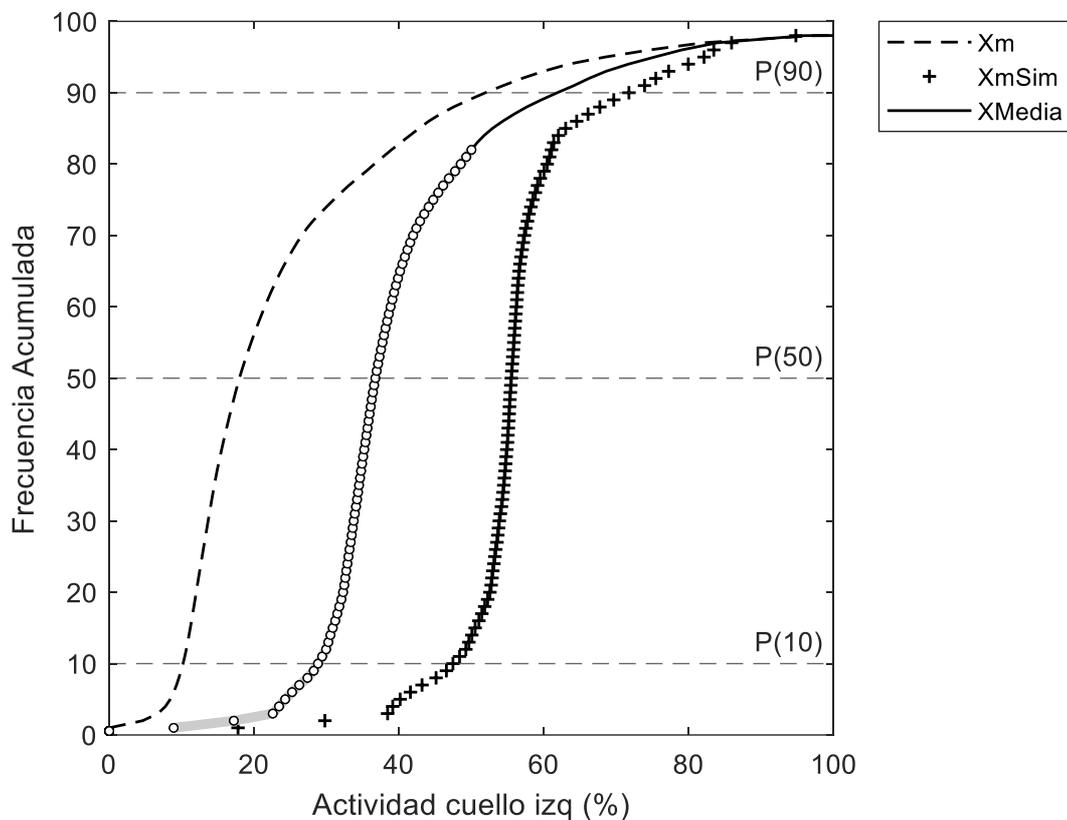


**Figura 3.13.** Diferencia significativa simulada en cuello derecho.

**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2.7.2. Cuello izquierdo

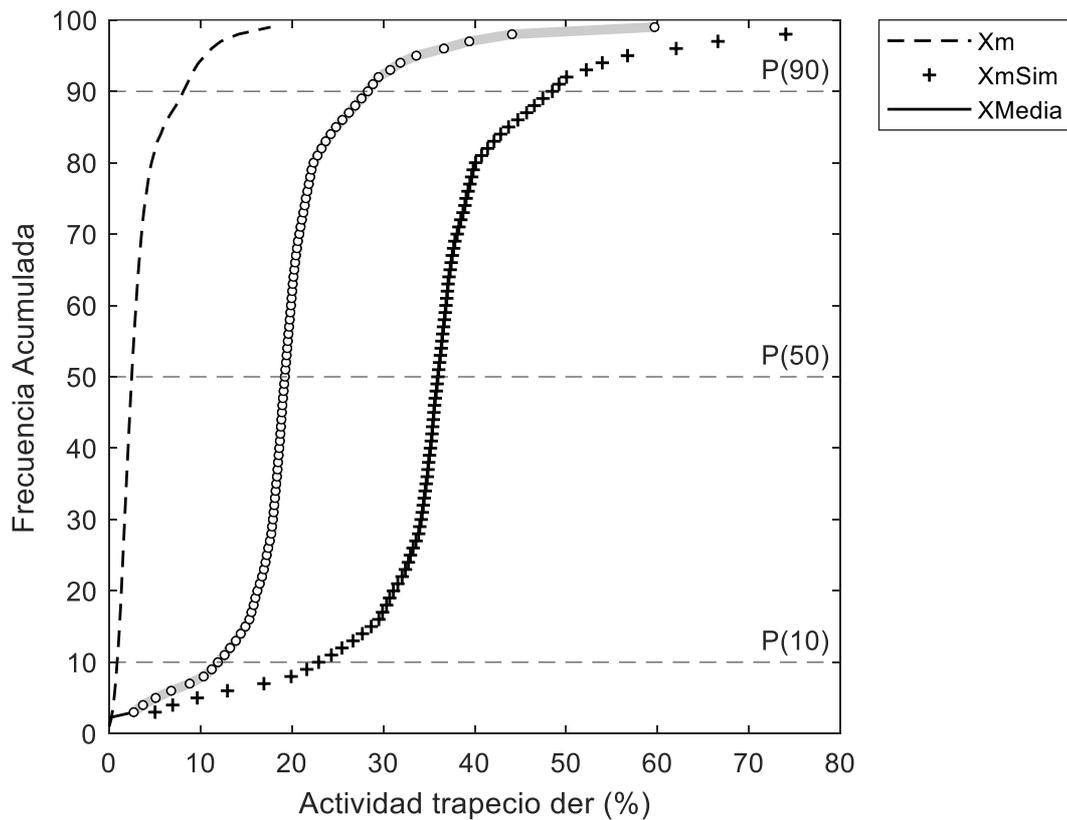
En la Figura 3.14 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el cuello derecho. Los resultados presentados son similares a los explicados para el cuello izquierdo. En una postura estática (percentil 10) y dinámica (percentil 50), la actividad muscular, que va desde un nivel de 8.88% hasta un nivel de 50.00%, presenta un nivel de significancia que indica un escenario de riesgo. A partir de una actividad muscular de 50.00%, el efecto se vuelve no significativo, lo que indica que no existe una alta variación entre cada grupo de mediciones. Desde el percentil 90, con una actividad muscular de 50.00%, la actividad muscular del movimiento de flexo-extensión es mayor que la resultante de la simulación. La explicación sobre este fenómeno es la misma que se dio para el cuello izquierdo.



**Figura 3.14.** Diferencia significativa simulada en cuello izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2.7.3. Trapecio derecho

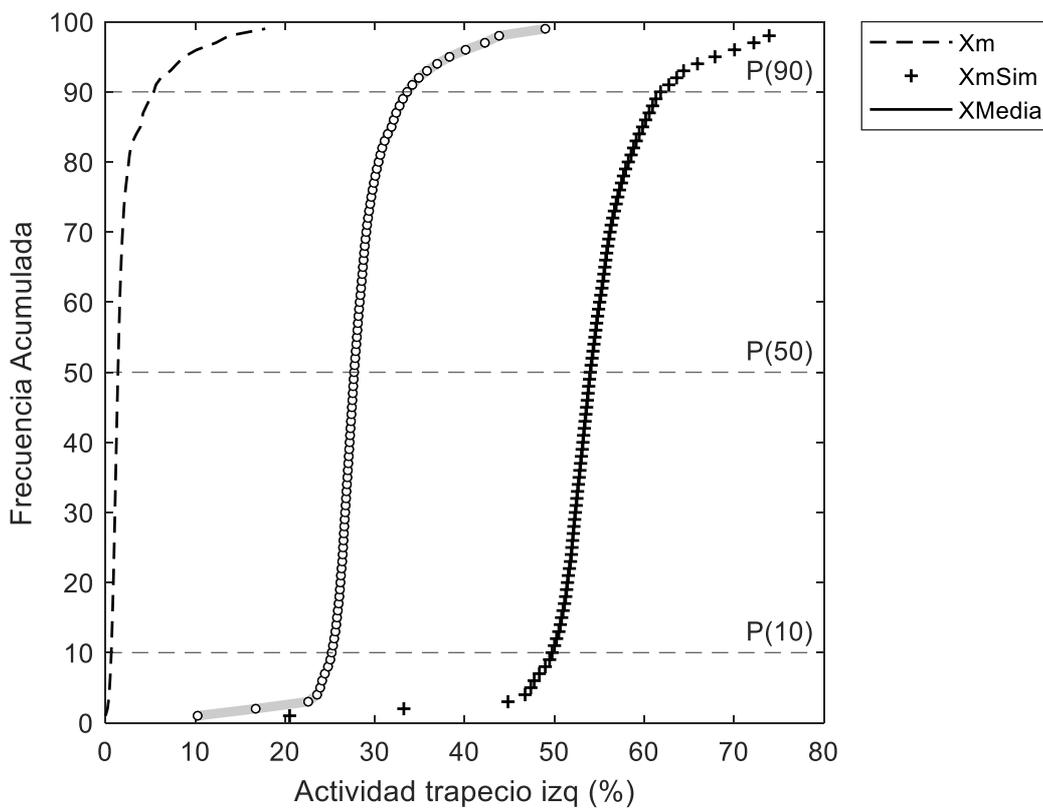
En la Figura 3.15 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el cuello derecho. Los resultados indican que toda la curva XMedia presenta un efecto significativo, lo que evidencia un escenario de riesgo en el trapecio derecho. Este músculo está sometido a un sobreesfuerzo que puede causar una lesión instantánea en el sujeto.



**Figura 3.15.** Diferencia significativa simulada en trapecio derecho.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.2.7.4. Trapecio izquierdo

En la Figura 3.16 se muestra el análisis de significancia mediante ANOVA para el cuello derecho. Los resultados indican que toda la curva XMedia presenta un efecto significativo, lo que evidencia un escenario de riesgo en el trapecio derecho. Este músculo está sometido a un sobreesfuerzo que puede causar una lesión instantánea en el sujeto. Con ello, se tiene que el área de los trapecios es el grupo muscular que más se ve afectado al momento de recibir el impacto.



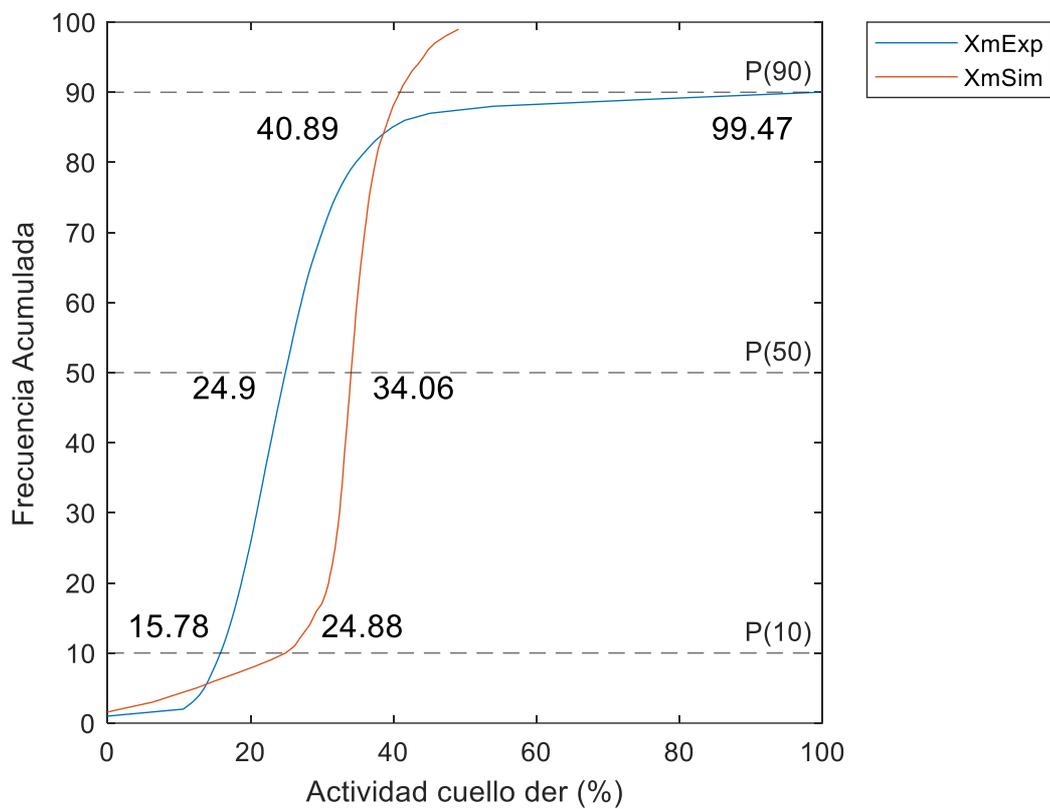
**Figura 3.16.** Diferencia significativa simulada en trapecio izquierdo.

**Fuente:** (Propia)

### 3.1.3. Datos experimentales y simulados

En esta sección se realiza la comparación entre los resultados experimentales calculados mediante Matlab y los resultados experimentales calculados mediante la simulación de OpenSim del movimiento de accidente vehicular, correspondiente al latigazo cervical.

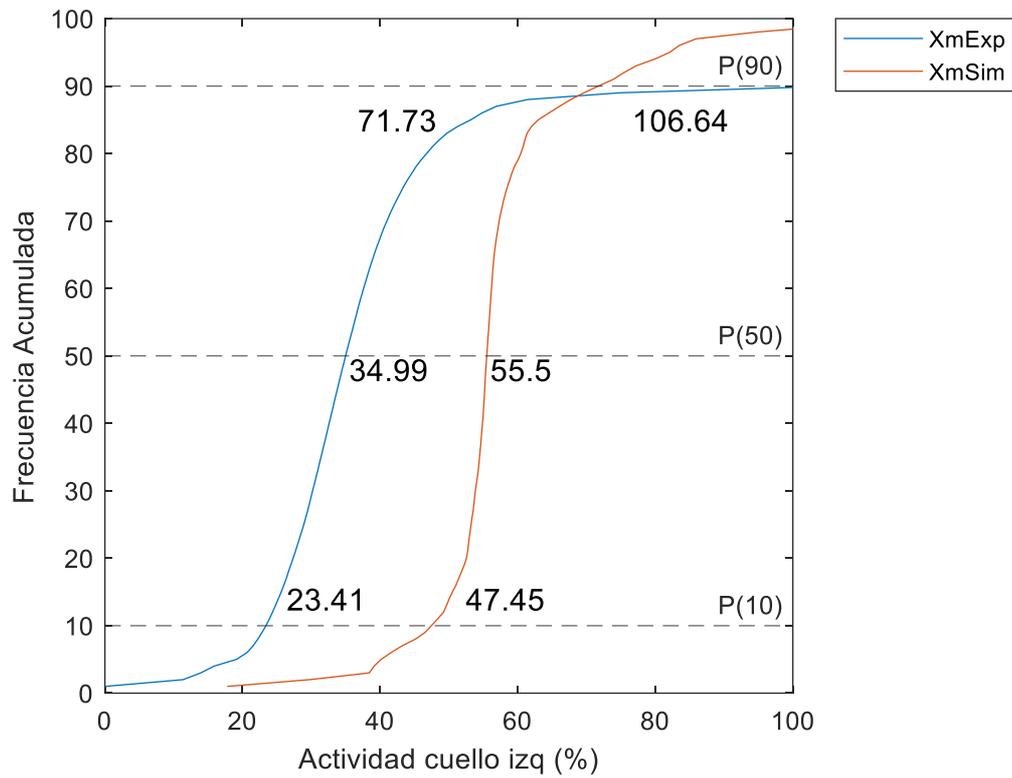
#### 3.1.3.1. Cuello derecho



**Figura 3.17.** Comparación experimental y simulada para cuello derecho.

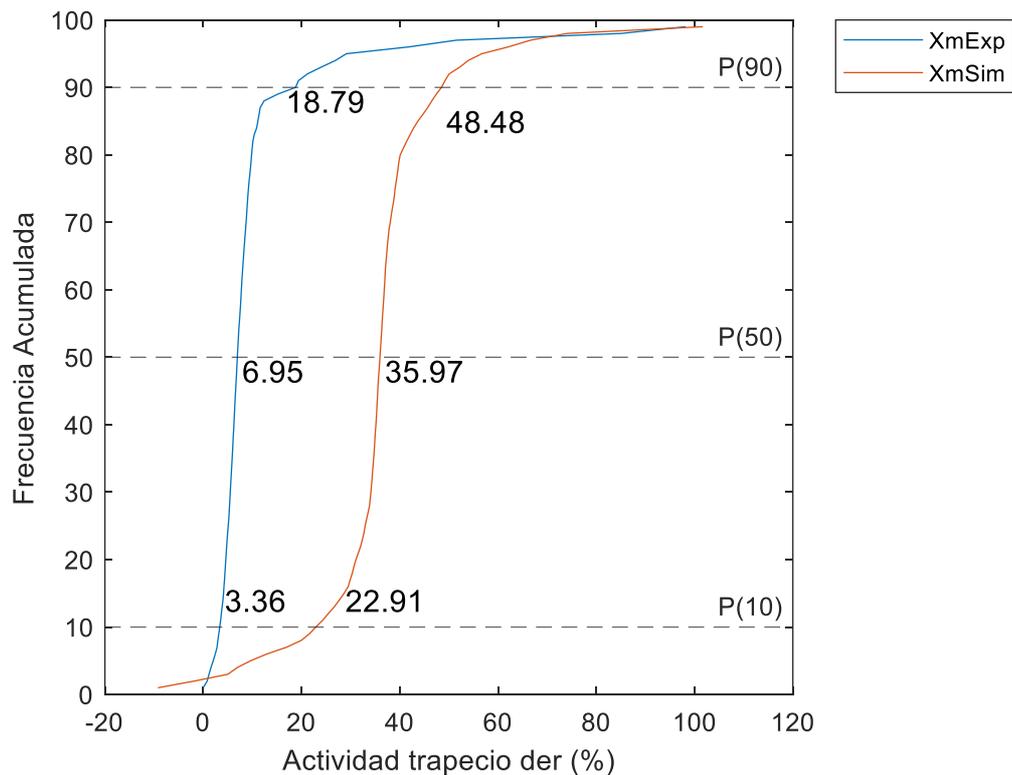
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.3.2. Cuello izquierdo



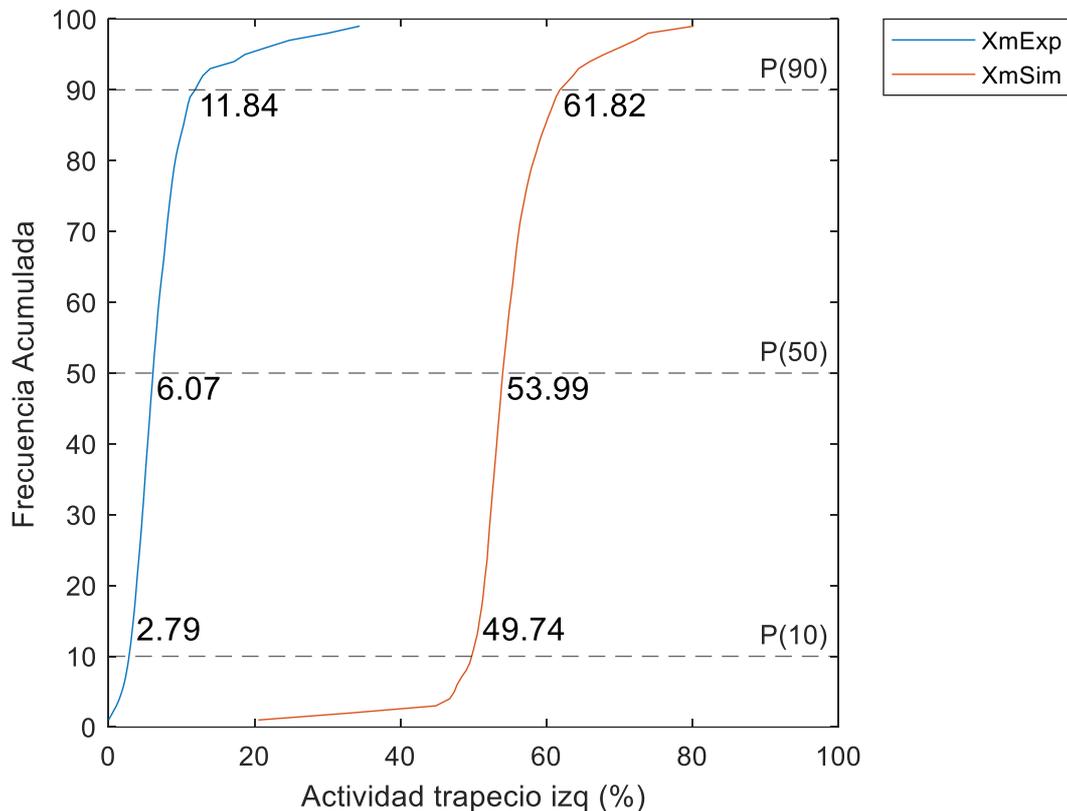
**Figura 3.18.** Comparación experimental y simulada para cuello izquierdo.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.3.3. Trapecio derecho



**Figura 3.19.** Comparación experimental y simulada para trapecio derecho.  
**Fuente:** (Propia)

### 3.1.3.4. Trapecio izquierdo



**Figura 3.20.** Comparación experimental y simulada para trapecio izquierdo.

**Fuente:** (Propia)

### 3.1.3.5. Resumen de datos obtenidos

La Tabla 3.5 proporciona una comparación detallada entre los resultados de esfuerzo muscular durante movimientos de latigazo cervical experimental (XmExp) y simulado mediante OpenSim (XmSim) en los músculos del cuello y los trapecios. Los valores de  $\Delta E$  reflejan el porcentaje de error entre estos dos métodos de obtención de actividad muscular.

En el cuello derecho e izquierdo, se observa que los valores de esfuerzo muscular son notablemente mayores en las simulaciones de OpenSim (XmSim) en comparación con los valores experimentales (XmExp) para los percentiles 10 y 50. Sin embargo, para la actividad muscular máxima, correspondiente al percentil 90, los valores experimentales son superiores. Este grupo de músculos muestra un error menor al 5%, con el mayor error registrado en el percentil 10, alcanzando un 102.69% para el cuello izquierdo, mientras que las otras mediciones presentan errores que están en el rango del 30% al 60%.

En los trapecios, también se evidencia una diferencia notable entre XmExp y XmSim. Los valores de actividad muscular en el trapecio derecho e izquierdo son mayores en las mediciones obtenidas por la simulación de OpenSim. Este grupo de músculos muestra un error considerable entre cada medición, superando el 100%, con el mayor error registrado en el percentil 10, alcanzando un 581.85% y 1681.36% para el trapecio derecho e izquierdo, respectivamente, lo que indica que es el grupo de mediciones con la mayor discrepancia entre cada medición realizada.

Este análisis revela que la simulación de OpenSim sobreestima el esfuerzo muscular, luego convertido en actividad muscular, con los datos experimentales durante el movimiento de latigazo cervical. Aunque los datos provenientes de la fotogrametría y EMG son utilizados para calcular la actividad muscular por medio de dos métodos —experimentalmente con códigos de Matlab y a través de OpenSim—, los resultados presentan diferencias significativas entre ambos. Inicialmente, se esperaba que el error entre cada tipo de medición fuera relativamente bajo, pero ocurrió lo contrario, mostrando una baja correlación entre los dos métodos.

A pesar de la gran diferencia entre las mediciones de los dos métodos, ambas son mayores que los resultados de la actividad muscular durante el movimiento de flexo-extensión, lo que evidencia que el movimiento de latigazo cervical aplicado con una fuerza externa de 87.59 Newtons causaría daños musculoesqueléticos en el sujeto de prueba y de aplicarse en múltiples ocasiones el daño aumentaría significativamente.

**Tabla 3.5.** Resumen de actividad muscular experimental y simulada  
Fuente: (Propia)

Percentil	Cuello derecho			Cuello izquierdo		
	XmExp [%]	XmSim [%]	$\Delta E$ [%]	XmExp [%]	XmSim [%]	$\Delta E$ [%]
10	15.78	24.88	57.67	23.41	47.45	102.69
50	24.87	34.06	36.95	34.99	55.5	58.62
90	99.47	40.89	58.89	106.64	71.73	32.74

Percentil	Trapecio derecho			Trapecio izquierdo		
	XmExp [%]	XmSim [%]	$\Delta E$ [%]	XmExp [%]	XmSim [%]	$\Delta E$ [%]
10	3.36	22.91	581.85	2.79	49.7	1681.36
50	6.95	35.97	417.55	6.07	53.99	789.46
90	18.79	48.48	158.01	11.84	61.82	422.13

## 3.2. Conclusiones

El estudio realizado presenta una nueva forma de interpretar los resultados obtenidos mediante electromiografía y fotogrametría, basándose en dos enfoques diferentes. Este análisis, centrado en accidentes vehiculares y específicamente en el movimiento de latigazo cervical, ha identificado variables de actividad muscular expresadas en porcentaje, las cuales explican las diferencias entre un movimiento natural, como el de flexo-extensión, y un movimiento generado por la aplicación de una fuerza externa que simula un impacto vehicular. Estos hallazgos sugieren la posibilidad de determinar valores límite de fuerza a los que una persona puede ser sometida sin sufrir daños.

Los errores ( $\Delta E$ ) presentados son significativamente altos en todos los percentiles, destacando la discrepancia entre los métodos simulados y experimentales. Estos resultados muestran la necesidad de mejorar los modelos de simulación o las condiciones experimentales del movimiento de latigazo cervical para obtener datos más precisos y fiables. Esto es crucial para el análisis biomecánico y las aplicaciones clínicas en el estudio de la respuesta muscular a movimientos bruscos.

Los resultados obtenidos permiten no solo comparar los métodos de simulación y experimentales, sino también evaluar su efectividad. Se encontró que, aunque las simulaciones proporcionan una buena aproximación a los patrones de activación muscular, su efectividad es limitada debido a las discrepancias observadas en la magnitud de la actividad registrada. Mejoras en los modelos de simulación podrían aumentar su precisión y utilidad clínica.

Mediante el análisis de los coeficientes estadísticas, se validaron los resultados obtenidos entre los movimientos de flexo extensión y latigazo cervical, tanto en datos experimentales como en simulaciones realizadas con OpenSim. Se concluye que el escenario de latigazo cervical, realizado con una fuerza externa de 87,59 Newtons, es significativo en cuanto a los efectos de riesgo musculoesquelético, ya que cada curva APDF del experimento muestra una tendencia diferente en comparación con la curva del movimiento de flexo extensión.

El análisis de los resultados de las tablas revela que los movimientos de latigazo cervical, tanto experimentales ( $X_{mExp}$ ) como simulados ( $X_{mSim}$ ), incrementan significativamente el esfuerzo muscular en el cuello y los trapecios en comparación con los movimientos de flexo-extensión. Los altos valores de actividad muscular indican un aumento considerable de la demanda física sobre estos músculos durante los movimientos de latigazo cervical.

El análisis de significancia indica una alta variación entre el movimiento de flexo-extensión y el escenario de latigazo cervical.

La zona del cuello es la que presentó mayor riesgo, con incrementos significativos en la actividad muscular y áreas de significancia mayores, especialmente en los resultados obtenidos experimentalmente. Los músculos del cuello derecho y del cuello izquierdo son afectados de manera similar, resultando en una zona crítica para trastornos musculoesqueléticos como consecuencia del choque.

La zona de los trapecios presenta un sobreesfuerzo que puede provocar daño muscular. El trapecio derecho es el músculo más afectado, coincidiendo con la zona del cuerpo que no está directamente sujeta por el cinturón de seguridad. Por otro lado, aunque el trapecio izquierdo también experimenta un sobreesfuerzo, este es menor en comparación con el trapecio derecho.

### **3.3. Recomendaciones**

Para reducir el error entre los resultados obtenidos experimentalmente y mediante simulación, se recomienda refinar el modelo utilizado en las simulaciones. Esto puede lograrse aumentando el número de marcadores utilizados o empleando un nuevo modelo musculoesquelético que incluya el torso y las extremidades superiores.

Se sugiere la colocación de más sensores EMG en otros músculos del cuerpo para conocer el comportamiento de estos músculos y evaluar la afectación que sufren.

Como trabajo futuro, se recomienda la implementación de una plataforma que simule una cabina de conducción, que conste de un asiento de auto y cinturón de seguridad, para poder realizar los experimentos de una manera más realista.

Como trabajo futuro, se recomienda aplicar una metodología semejante a la utilizada en este estudio, con mejoras en el modelo musculoesquelético que será utilizado en OpenSim, para ejecutar un análisis con otros escenarios de accidentes vehiculares, como un impacto lateral, y así poder obtener gráficas características de dichos escenarios.

## 4. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arregui Dalmases, C., Combalía, A., Velazquez Ameijide, J., Sanchez Molina, D., & Teijeira, R. (2013). Biomecánica del Latigazo Cervical: Conceptos cinemáticos Y dinámicos. *Revista Española de Medicina Legal*, 39(3), 99-105. doi:10.1016/j.reml.2012.10.005
- Criswell, E., & Cram, J. R. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. Sudbury, Massachusetts, EEUU: Jones & Bartlett Publishers.
- De Korte, E., Kraker, H., Bongers, P., & Van Lingen, P. (01 de Diciembre de 2008). Effects of a feedback signal in a computer mouse on movement behaviour, muscle load, productivity, comfort and user friendliness. *Ergonomics*, 51(11), 1757-1775. doi:10.1080/00140130802327177
- Drake, R. L., Mitchell, A. M., & Vogl, A. W. (2020). *Gray, Anatomía para estudiantes* (4ta ed.). Barcelona, España: Elsevier España.
- Elguea Aguinaco, Í., & Belda Lois, J. M. (18 de Julio de 2019). Elaboración de un Modelo de Exoesqueleto de Hombro mediante OpenSim. *Libro de Actas - 11 Simposio CEA de Bioingeniería*. doi:10.4995/ceabioing.2019.10064
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., & Davalli, A. (17 de Febrero de 2009). Inter-operator reliability and prediction bands of A Novel Protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 475-486. doi:10.1007/s11517-009-0454-z
- Gutiérrez Rivas, E. (2007). *Manual de Electromiografía Clínica* (2da ed.). Majadahonda, Madrid, España: Ergon.
- Hicks, J. (05 de Julio de 2018). *User's Guide* . Obtenido de OpenSim: <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/x/ORYqAw>
- Hogg, R. V., & Ledolter, J. (1987). *Engineering statistics*. New York, EEUU: MacMillan.
- Johnson, R. (2012). *Probabilidad y estadística para Ingenieros de Miller y freund* (8va ed.). México: Pearson.
- Know your neck: The cervical spine*. (s.f.). Recuperado el 10 de Mayo de 2024, de Saint Luke's Health System: <https://www.saintlukeskc.org/health-library/know-your-neck-cervical-spine>
- Kutner, M. H., Li, W., Nachtsheim, C. J., & Neter, J. (2005). *Applied Linear Statistical Models* (5ta ed.). Boston, Massachusetts , EEUU: McGraw-Hill Irwin.
- Martinez, W. L., & Cho, M. J. (2015). *Statistics in MATLAB: A Primer* (1ra ed.). Boca Raton, Florida, EEUU: CRC Press.

- Pérez Soriano, P., & Belloch, L. S. (2015). *Biomecánica básica Aplicada a la actividad física y el deporte* (1ra ed.). Barcelona, España: Paidotribo.
- Pró, E. A. (2012). *Anatomía clínica* (1ra ed.). Buenos Aires, Argentina: Médica Panamericana.
- Rastović, P., Definis Gojanović, M., Perić, I., Pavlovic, M., Lesko, J., Galić, G., & Ostojic, M. (01 de Febrero de 2018). Anthropometric characteristics and traffic accident circumstances of patients with isolated whiplash injury in University Clinical Hospital mostar. *Medicinski glasnik : Official publication of the Medical Association of Zenica-Doboj Canton, Bosnia and Herzegovina*, 15(1), 59-65. doi:10.17392/918-18
- Rodríguez Jouvencel, M. (2003). *Latigazo cervical Y Colisiones a baja velocidad*. Madrid, España: Díaz de Santos.
- Rodríguez Ojeda, L. E. (2007). *Probabilidad y estadística básica para ingenieros*. Guayaquil, Ecuador: Espol - Unidad de Publicaciones.
- Rouvière, H., Delmas, A., Delmas, V., & García, V. G. (2005). *Anatomía Humana: Descriptiva, topográfica y funcional* (11va ed., Vol. 1: Cabeza y Cuello). Barcelona, España: ELSEVIER MASSON.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420-428. doi:10.1037/0033-2909.86.2.420
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231-240. doi:10.1519/15184.1
- Wikimedia, C. t. (02 de Abril de 2023). WikiJournal of Medicine/Medical Gallery of Mikael Häggström 2014. *Wikiversity*. doi:https://doi.org/10.15347/wjm/2014.008

## **5. ANEXOS**

ANEXO I. Protocolo de prueba.

ANEXO II. Cálculo de frecuencias APDF.

ANEXO III. Almacenamiento de resultados.

ANEXO IV. Obtención de graficas APDF.

ANEXO V. Obtención de archivo Tracker de escalado.

ANEXO VI. Obtención de archivo Tracker de movimiento.

ANEXO VII. Obtención de archivo Tracker de fuerza.

ANEXO VIII. Cálculo de frecuencias APDF (OpenSim).

ANEXO IX. Cálculo de correlaciones estadísticas.

ANEXO X. Analisis de significancia.

# ANEXO I



ESCUELA  
POLITÉCNICA  
NACIONAL



**ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**  
**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN Y PROYECCIÓN SOCIAL**  
**DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN Y PROYECCIÓN SOCIAL**

---

## ***PRUEBAS PILOTO DE LA TÉCNICA DE FOTOGRAMETRÍA Y EMG EN EL ANÁLISIS DE CONDUCCION Y ACCIDENTES DEL SISTEMA CUELLO CABEZA***

---

Solicitamos su colaboración en el desarrollo de una investigación liderada por el investigador Ing. William Venegas PhD., quien se especializa en Biomecánica en la Escuela Politécnica Nacional. El propósito principal de esta investigación es analizar la influencia de los accidentes automovilísticos y en conducción del sistema cuello-cabeza en movimientos como flexo-extensión, flexión lateral y rotación, latigazo.

Su participación es completamente opcional y voluntaria. Si decide formar parte de este experimento, se le pedirá que utilice unos armazones de lentes y una diadema flexible con marcadores reflectantes ubicados en puntos estratégicos para el estudio. Al mismo tiempo, se le incorporarán los mismos marcadores reflectantes en zonas del cuerpo con la ayuda de una cinta doble faz (Revisar el documento adjunto para conocer los puntos en los que se le incorporarán los marcadores). Los riesgos son mínimos, existe la posibilidad de que se le sean arrancados pelos de la piel por la cinta doble faz. Si decide hacerlo, puede detener el experimento en cualquier momento y también está invitado a plantear cualquier pregunta que considere relevante en cualquier momento.

A continuación, se responde a algunas dudas generales:

### **¿Para qué se firma este documento?**

Lo firma para contar con su consentimiento y poder participar en el estudio.

### **¿Por qué se está haciendo este estudio de investigación?**

A través de este estudio desarrollado en la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Escuela Politécnica Nacional, como parte del Proyecto de Investigación de la antropometría del sistema cuello-cabeza por medio de la técnica de fotogrametría, se intenta determinar los esfuerzos transmitidos al cuello en el efecto de la conducción y accidentes automovilísticos, de ser afirmativo, poder establecer una técnica que permita caracterizar los esfuerzos en el movimiento de flexo-extensión de personas con o sin patologías y aplicarlo como medida estándar comparativa para el diagnóstico y rehabilitación de un paciente.

### **¿Qué pasa si digo “sí, quiero participar en el estudio”?**

Si dice que sí:

- Se procederá a tomar registros personales en la ficha de datos antropométricos (Anexo A y B).
- Se establecerá un cronograma que se ajuste al tiempo para proceder con las sesiones de registros por fotogrametría y la plataforma de fuerzas.
- Se le especifica la hora y lugar para la toma de datos.

- En cada una de las observaciones se les instrumentará en posición sentada sobre una silla adaptada en una plataforma de fuerzas. Es necesario inmovilizar el tronco y permitir la movilidad pura del cuello-cabeza, para ello se sujetará el tronco y las piernas con cinchas en la silla.
- Se procederá a relajar a participante, estimulando a mover el conjunto cabeza-cuello en flexión y extensión en un entrenamiento de 30 segundos.
- Se le indicará si el participante está realizando su movimiento de manera natural, de ser negativo se le informará en la confirmación de su participación, de ser positiva se volverá instruir en el movimiento a realizar.
- Se procederá a tomar dos tipos de registros, uno en posición estática con la cabeza en posición erguida mirando al frente durante 5 segundos, el segundo con una fuerza externa que impactará en la espalda del sujeto mientras está haciendo un movimiento de rotación de la cabeza, el tercero con una fuerza que estará siendo aplicada de manera constante en el espaldar de la silla donde estará sentado el sujeto y el cuarto con una fuerza que será aplicada de manera constante en la parte baja de la silla mientras el sujeto realiza con su cabeza un movimiento de rotación, todos durante 10 ciclos.

#### **¿Cuánto tiempo tomará el estudio?**

El estudio tomará alrededor de 20 minutos de su tiempo.

#### **¿Qué pasa si digo “no quiero participar en el estudio”?**

Absolutamente nada, se trata de una investigación compuesta de participantes libres y voluntarios. Sin embargo, este estudio se enfoca en impulsar y colaborar con el crecimiento de la rama de la Biomecánica, además de generar una base de datos antropométricos que beneficiará a las diferentes áreas de ocupación laboral.

#### **¿Qué pasa si digo que sí, pero cambio de opinión más tarde?**

Usted puede dejar de participar en el estudio en cualquier momento. A usted no se le penalizará. No perderá ningún beneficio. La atención que recibe de su médico no cambiará.

#### **¿Quién verá mis registros?**

Las únicas personas autorizadas para ver sus registros son las que trabajan en el estudio, que aseguran que este se realice correctamente; lo cual incluye el desenfoco de su rostro si quiere publicar la imagen instrumentada o publicar cualquier dato.

Además, cuando se compartan los resultados del estudio, no se divulgarán sus datos personales como su nombre y apellido. Por otra parte, si se compartirán aquellos datos concernientes a su sexo, edad, talla y peso.

#### **¿Me costará algo participar en el estudio?**

No, su participación en el estudio es gratuita.

**Participar en el estudio, ¿me ayudará de alguna manera?**

Participar en este estudio no le ayudará directamente, pero ayudará en un futuro a diagnosticar de manera correcta a personas con diversas patologías en el cuello.

**¿Me pagarán por mi tiempo?**

No. Usted no recibirá dinero al final de la sección pues se trata de un proyecto de investigación sin fines de lucro.

**Participar en este estudio, ¿podría ser malo para mí, de alguna manera?**

No. De ninguna forma. La ejecución de este estudio no conlleva ningún riesgo físico o psicológico.

**¿Tengo que firmar este documento?**

Sí. Fírmelo solo si desea participar en el estudio.

**¿Qué debo hacer si quiero participar en el estudio?**

Tiene que firmar este documento. Le entregaremos una copia.

**Al firmar este documento está diciendo que:**

- Está de acuerdo con participar en el estudio y conforme con cada condición especificada dentro de este documento.
- Se le ha explicado la información que contiene este documento y se le ha contestado todas sus preguntas

Usted sabe que:

- No tiene que contestar preguntas que no quiera contestar.
- En cualquier momento, puede dejar de contestar nuestras preguntas y no le pasará nada a usted.

## ANEXO A. HOJA DE DATOS ANTROPOMÉTRICOS DE REFERENCIA

### Laboratorio de Bioingeniería, Escuela Politécnica Nacional

Nombre Paciente: \_\_\_\_\_

Nombre Examinador: \_\_\_\_\_

Código: \_\_\_\_\_

Fecha de Nacimiento: \_\_\_\_\_

Sexo:  M  F

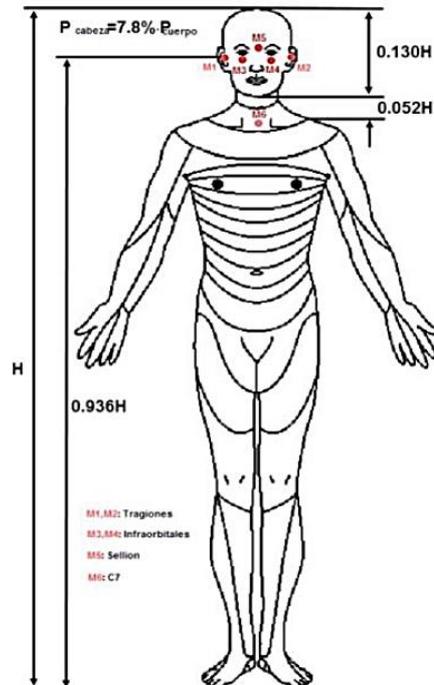
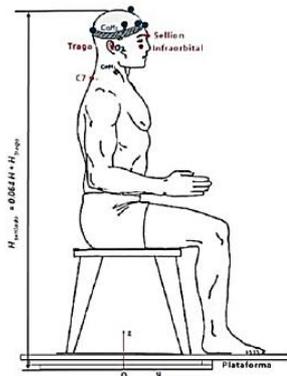
Edad: \_\_\_\_\_

Altura de pie: \_\_\_\_\_

Altura sentada: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_

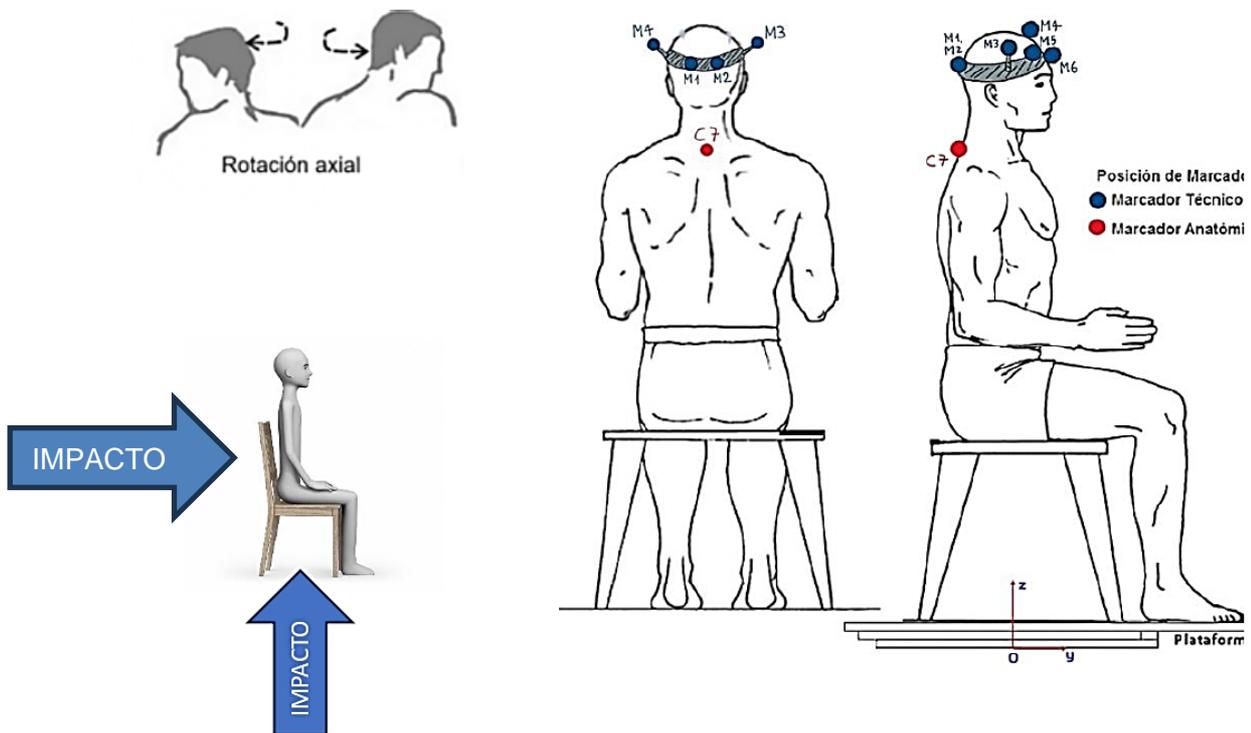
Fecha valoración: \_\_\_\_\_



Comentarios: \_\_\_\_\_

## ANEXO B. HOJA DE DATOS ANTROPOMÉTRICOS PARA MOVILIDAD

**Laboratorio de Bioingeniería,  
Escuela Politécnica Nacional**

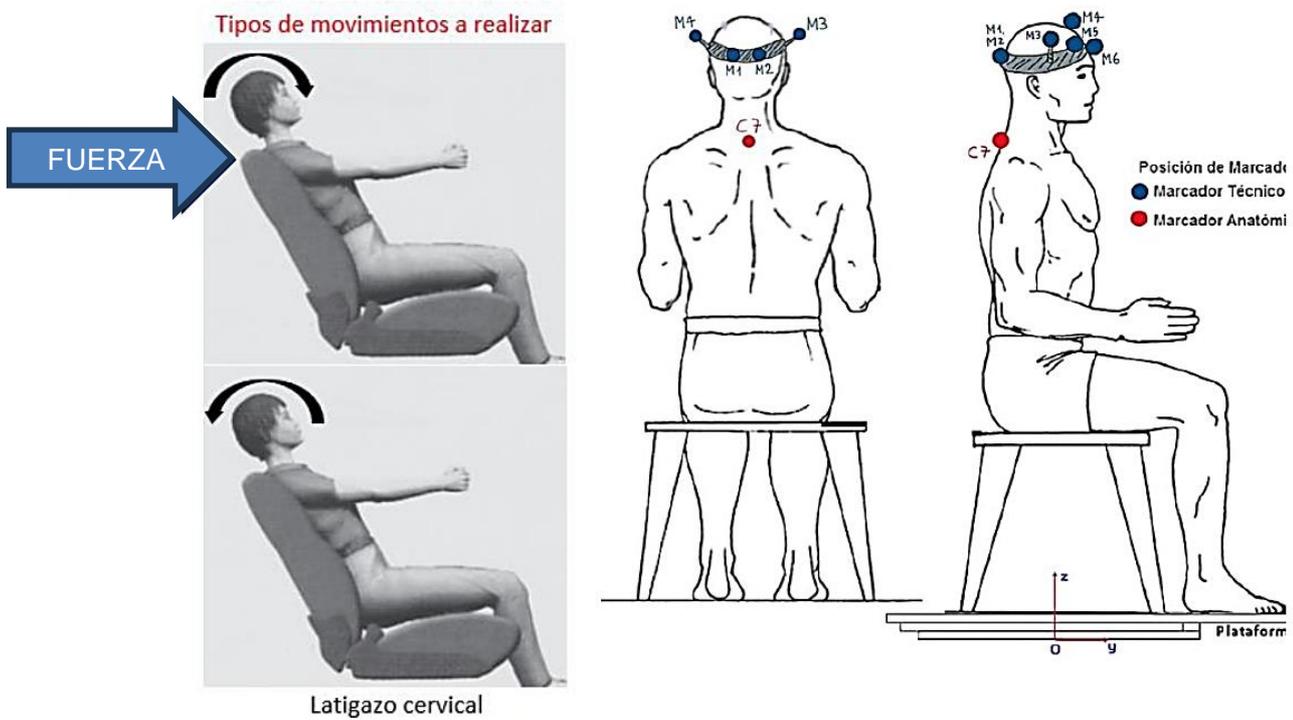


Comentarios: \_\_\_\_\_

Firma: \_\_\_\_\_

## ANEXO C. MOVIMIENTOS PARA LA SIMULACION DE CONDUCCION Y ACCIDENTES

Laboratorio de Bioingeniería,  
Escuela Politécnica Nacional



Comentarios: \_\_\_\_\_

Firma: \_\_\_\_\_



Elaborado por:		Revisado por:	
Asistente de investigación del proyecto PIGR 22-05	Mateo Pérez Isaac Tamayo	Director del proyecto PIGR 22-05	Ing. William Venegas PhD.
Firma		Firma	

## ANEXO II

```

function [APDF,Parameter] = Modelo_full(suj,ref,medida,mov,Talla,Peso,Calibacion_reposo,Calibacion_referencia);
%procesa todos los calculos
% clear;clc;
system= 'XZY';
% % Datos antropométricos
Talla=185; %cm; %cm %Tabla 13. Descripción de parámetros antropométricos
referencias=[0]; % Registro estático
medidas=[1]; % [1 2 3] es a [FE FL RA]
gesto={'FE' 'FL' 'RA'};
lm=numel(medidas);
sujeto=[3]; %
ls=numel(sujeto);
s = sujeto(ls);
m=medidas(lm);
suj=['S',sprintf('%02d',s)];
ref=[sprintf('%02d',referencias)];
medida=[sprintf('%02d',m)];
mov=1;

%El sistema global de fotogrametría coincide con el sistema global de la
%plataforma de fuerzas en el centro de la plataforma
% _____ DESPLAZAMIENTOS _____
%Datos de cámaras para las posiciones estáticas
dat0=dlmread([suj, 'P',ref, '.txt'],' ',1,0);
% Datos de cámaras para las posiciones dinámicas
dat=dlmread([suj, 'P',medida, '.txt'],' ',1,0);

% _____ FUERZAS _____
%Datos de plataforma para las fuerzas de referencia o ESTÁTICAS
datF0=dlmread([suj, 'F',ref, '.txt'],' ',1,0); %Fuerzas [Time cpx cpy fx fy fz momento_x] %Se llama al registro de
referencia de la plataforma de fuerzas y se lo almacena en
datF0=nanmean(datF0);
%Datos de plataforma para las fuerzas en el movimiento
datF=dlmread([suj, 'F',medida, '.txt'],' ',1,0);
n=max(size(datF));
dataF=zeros(n,9);
dataF0=zeros(1,9);
dataF(:,[1 2 4 5 6 7])=datF(:,[2 3 4 5 6 7]);% Genero un nuevo archivo con las componentes faltantes a las tres
dimensiones en el archivo de la plataforma de Fuerzas [CPx CPy 0 Fx Fy Fz Mx 0 0]
dataF0(:,[1 2 4 5 6 7])=datF0(:,[2 3 4 5 6 7]);

% _____ ACTIVIDAD EMG _____
data=xlsread([suj, 'E',medida, '.xlsx']);
%Calibraciones
[calD_rep, calD_ref,calD_rango,cicLRD,medLRD,mednLRD] = Calibracion_EMG([suj, 'D',ref, '.xlsx']);
[calI_rep, calI_ref,calI_rango,cicLRI,medLRI,mednLRI] = Calibracion_EMG([suj, 'I',ref, '.xlsx']);
cal_rep(1,:)=calD_rep;
cal_rep(2,:)=calI_rep;
cal_ref(1,:)=calD_ref;
cal_ref(2,:)=calI_ref;
cal_rango(1,:)=calD_rango;
cal_rango(2,:)=calI_rango;
indice=max(cal_rango)==cal_rango;
Calibacion_reposo=cal_rep(indice==1)';
Calibacion_referencia=cal_ref(indice==1)';

%Matrices de fuerzas en hipermatrices
MF = calcM(dataF,[1 2 3 ] ); MF(:,:[1 3])=MF(:,:[1 3])/1000; %Transforma de mm a m el centro de presiones
MF0 = calcM(dataF0,[1 2 3 ] ); MF0(:,:[1 3])=MF0(:,:[1 3])/1000;

MC = calcM(dat,[1:7 ] );
MC0 = calcM(dat0, [1:17]);
MC00 = nanmean(MC0,1);

n=max(size(dat)); %Halla el numero de filas
fps=200;
t=(0:(n-1))/fps; %Halla el vector de tiempo (linealizo el tiempo)

%%%%%%%%%%%% PROCESO PARA HALLAR EL NÚMERO DE CICLOS EN LAS MUESTRAS %%%%%%%%%%%%%
%Se busca los valores máximos y mínimos de las ondas ciclicas
pos=find(nanstd(dat)==max(nanstd(dat)));
valormaximo=max(dat(:,pos,1));

```

```

valorminimo=min(dat(:,pos,1));
b=(valormaximo+valorminimo)/2;
umbral=prctile(dat(:,pos,1),25);
i=1:n;
k=1:n-1;
ncs=dat(i,pos,1)>=umbral;
nc=ncs(k+1)-ncs(k);
nciclos=fix((numel(k(nc(k)~=0)))/2)-1;
if nciclos==1
    nciclos=fix((numel(k(nc(k)~=0)))/2);
else
end

% número de ciclos
nfun=20*nciclos;

%Sistema anatómico
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CAMBIO AL SISTEMA DE REFERENCIA ANATÓMICO EN LA POSICIÓN DE REFERENCIA %%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% SISTEMA DE REFERENCIA ANATÓMICO %%%%%%%%%%
MA=permute(MC0(:,:, [13:17]), [3 2 1]); % Así tengo una matriz 5 x 3 en vez de una hipermatriz
%saco la media de MA
MA=mean(MA,3);
%Ajusto el plano XY con los cuatro últimos puntos
Y=[1 1 1 1]';
AJ=regress(Y,MA(2:5,:));% de aqui me sale un vector columna
% AJ tiene los coeficientes de la ecuación Ax+By+Cz=1, por tanto (A, B, C)'
% es perpendicular al plano XY y el unitario hacia arriba es el vector ka.
% OJO, LA isb usa el sistema XYZ donde el vertical es el eje Y. La
% secuencia euler seria la ZXY, o sea, flexion, flexión lateral y torsión.
% Como luego las representaciones son un lío, vamos a usar el eje Z como
% vertical, el X como el eje de flexión y el Y hacia delante.
% Si no estamos de acuerdo lo cambiamos al final
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CRITERIO DE DIRECCIONES %%%%%%%%%%
% eje X a la derecha, es el eje de extensión (positiva) y flexió (negativa)
% eje Y hacia el frente. Es el eje de flexión lateral a la derecha
% (positiva) y flexión lateral a la izquierda (negativa)
% Eje Z hacia arriba. Es el eje de torsión (positiva a la izquierda y
% negativa a la derecha)
% La secuencia euler entonces es la XYZ
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% según lo dicho
ka=AJ/norm(AJ);
ka=ka';
%
% ojo de momento todo vector fila!!!
% OJO!!! el sistema de referencia anatómico de la cabeza es el sistema de
% McConville, de las tablas de la NASA.
% el plano pasa por el punto C(0,0, 1/AJ(3)).
% para sacar el vector ia, proyectamos MA(4)-MA(5) sobre el plano
A54=MA(4,:)-MA(5,:);%vector fila
A54=A54-dot(ka,A54)*ka;
ia=A54/norm(A54);% vector fila
% el vector ia es el producto vectorial
ja=cross(ka,ia);% vector fila
%Ahora sacamos el centro, que es el corte del plano perpendicular a ia que
%pasa por MA(1,:), con la recta A4-A5 proyectada sobre el plano XY que,
%evidentemente , lleva la dirección de ia.
%Si B1, B4 y B5 son las proyecciones de A1, A4 y A5 sobre el plano XY,y r0_ear
%es el centro del sistema anatómico, entonces r0_ear=B5+ l ia
% Además B1-r0_ear . B5-r0_ear =0
% 0 sea (-l ia) . (B1-l ia- B5)=0, de donde se saca l = dot (B1,ia)-dot
% (B5,ia)
%entonces
% r0_ear= B5 + (dot(B1,ia)-dot((B5,ia))*ia
%Primero proyecto A1 y A5 sobre el plano XY, usando el punto C
C=[ 0 0 1/AJ(3)];
B1=MA(1,:)-ka*dot((MA(1,:)-C),ka);
B5=MA(5,:)-ka*dot((MA(5,:)-C),ka);
r0_ear= B5 + (dot(B1,ia)-dot(B5,ia))*ia;% vector fila
r_ear=(MC00(:,:,16)+MC00(:,:,17))/2;
r_gonion=(MC00(:,:,11)+MC00(:,:,12))/2;
%Lo vamos a poner como matriz 3x4 [ia' ja' ka' r0_ear']

```

```

RA0= [ia' ja' ka' r0_ear'];

%%%%%%%%% CAMBIAMOS TODAS LAS COORDENADAS AL SISTEMA NUEVO ANATOMICO EN LA
%%%%%%%%% POSICIÓN DE REFERENCIA "POSICIONES RELATIVAS" %%%%%%%%%%
r0_piv=MC00(:,3); %Coordenadas del pivote C7 desde el sistema de referencia "0"
r_ver=MC00(:,4); %Corona cabeza
r_virtual=(MC00(:,3)+3*MC00(:,10))/4;
r_virtual_C7=(MC00(:,3)+r_virtual)/2;%r_virtual_C7=(3*MC00(:,3)+MC00(:,10))/4;%Escotadurar_virtual_C7=(2*MC
00(:,3)+MC00(:,10))/3;

Parameter.L_cuello=sqrt(nansum((r_ear-r0_piv).^2));
Parameter.L_cabeza=sqrt(nansum((r_ver-r_gonion).^2));
Parameter.L_C7E=sqrt(nansum((r0_piv-MC00(:,10)).^2)); %Longitud C7 al esternon
Parameter.Talla=Talla;
%r0_piv([2])=r0_ear([2]);
% MC00(1,3)=r0_piv;

%Datos antropométricos
Peso =(MF0(1,3,2)/9.8);
Parameter.Peso=Peso;
%CENTRO DE MASA DE LA CABEZA CON RESPECTO AL EJE AURICULAR
CoM_cabeza(1,1)=(-0.0140391101275882*Talla+0.027080607278562*Peso+1.33840232774489); %[cm] %Modelo de regresión
obtenido con los datos de Walker 1973,Yoganandan 2009, Becker 1972, Albery 2003
%CoM_cabeza(1,2)=0.0140985446014169*Talla+0.00520477022685551*Peso-2.97315301295874; %[cm] %Modelo de regresión
obtenido con los datos de Chandler_1975, Becker 1972,
CoM_cabeza(1,2)=0;%r0_ear([2]);
CoM_cabeza(1,3)=0.0087709125252404*Talla-0.03967529142628*Peso+4.10765819856332; %[cm] %Modelo de regresión
obtenido con los datos de Yoganandan 2009, Becker 1972, Yun Seok Kang 2016
CoM_cabeza=CoM_cabeza/100; %[m]

%CENTRO DE MASA DEL CUELLO CON RESPECTO A C7
CoM_neck(1,1)=(0.018043401980631*Talla+0.0000482263605996655*Peso-3.12151834632629); %[cm] %Modelo de regresión
obtenido con los datos de Yun Seok Kang 2016
CoM_neck(1,2)=0;%r0_ear([2]);
CoM_neck(1,3)=(-0.065531362284603*Talla-0.001218612991849*Peso-5.24587826636951); %[cm] %Modelo de regresión
obtenido con los datos de Yun Seok Kang 2016
CoM_neck=CoM_neck/100; %[m]
r0_CoM1=r0_ear+CoM_cabeza;
CoM_cuello=(0.525)*(r_virtual_C7-r0_ear);%CoM_cuello=(0.525)*(r0_piv-r0_ear);
%(r0_ear+r0_piv)/2;%CoM_cuello=(0.525)*(r_virtual_C7-r0_ear);
CoM_cuello([2])=0;
CoM_neck([1])=(0.525)*(r_virtual_C7([1])-r0_ear([1]));
CoM_cuello=CoM_neck;
r0_CoM2=r0_ear+CoM_cuello;

%LOS PARÁMETROS ANTROPOMETRICOS LOS DETERMINO POR MODELOS DE REGRESIÓN LINEAL, PARA ESTE CASO LOS HE CALCULADO EN
FUNCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LA Talla(cm) y el Peso(kg)
%Determinación del peso del sujeto y masa de la cabeza
% m_cabeza_cuello=0.0728*Peso; %Masa_cabeza_cuello=0.0810*Peso; %kg Modelos de relación directa
m_cabeza =-0.00230301034901963*Talla+0.0414546476484241*Peso+1.38840135728382; %Chandler 1975, Yoganandan
2009, Becker 1972, Yun Seok 2016, Albery 2003
m_cabeza_cuello= 0.0137405577210469*Talla+0.0504168462071539*Peso-0.289649791700173; %Fard 2004,Dempster 1955,
Becker 1972
m_cuello = 0.00667198364731918*Talla+0.0143880715375339*Peso-0.616650787246214; %Walker 1973, Fard 2004
m_tronco =Peso-m_cabeza-m_cuello;

CoM_cuello_cabeza=(m_cabeza*CoM_cabeza+m_cuello*CoM_cuello)/(m_cabeza+m_cuello);
r0_CoM=r0_ear+CoM_cuello_cabeza;

% Por lo que hallo un marcador virtual entre C7 y el eje auricular para determinar el CoM del cuello
MC00(:,18)=r0_CoM1; %Posición del centro de masa de la cabeza
MC00(:,19)=r0_CoM2; %Posición del centro de masa del cuello %MC0(:,19)=repmat(r0_CoM2,no,1);
MC00(:,20)=r0_ear; %Posición del eje del oido
MC00(:,21)=[0 0 0]; %Origen Kinescan, sistema de camaras "0"
MC00(:,22)=[0.3 0.185 0]; %Centro Plataforma respecto al sistema de camaras "0"
MC00(:,23)=r0_CoM; %centro de masa de la cabeza y cuello

%Posiciones relativas estaticas locales respecto a la plataforma
for j=1:23;
MC0o(1,,:j)=(MC00(1,,:j)-MC00(:,22)); %resp a la plataforma solo traslacion
end
%Posiciones relativas movimiento locales respecto a la plataforma

```

```

for i=1:n
    for j=1:7;
        MCo(i,:,j)=(MC(i,:,j)-MC00(:, :,22)); %resp a la plataforma solo traslacion
    end
end

%Posiciones relativas estaticas
for j=1:23;
    MC0aear(1,:,j)    =(MC0o(1,:,j)-MC0o(:, :,20))*RA0(:,1:3); %resp al oido traslacion y transforma a sistema
anatomico
    MC0acom(1,:,j)=(MC0o(1,:,j)-MC0o(:, :,23))*RA0(:,1:3);
    MC0apiv(1,:,j)    =(MC0o(1,:,j)-MC0o(:, :,3))*RA0(:,1:3); %resp al C7 solo traslacion y transforma a sistema
anatomico
    MC0piv(1,:,j)=(MC0o(1,:,j)-MC0o(:, :,3)); %resp C7 solo traslacion sistema local
end
for j=1:23;
    MC0ear(1,:,j)=(MC0piv(1,:,j)-MC0piv(:, :,20)); %resp al oido solo traslacion sistema local
end
%Posiciones relativas movimiento
for i=1:n
    for j=1:7;
        MCaear(i,:,j)=(MCo(i,:,j)-MC0o(:, :,20))*RA0(:,1:3);    %respecto oido %RA0= [ia' ja' ka' rO_ear']; traslación
y rotacion
        MCacom(i,:,j)=(MCo(i,:,j)-MC0o(:, :,23))*RA0(:,1:3); %resp CoM cuello, traslacion y rotacion
        MCapiv(i,:,j)=(MCo(i,:,j)-MCo(i,:,3))*RA0(:,1:3); %resp C7, traslación y rotacion
        MCPiv(i,:,j)=(MCo(i,:,j)-MCo(i,:,3)); %resp C7 solo traslacion
    end
end
for i=1:n
    for j=1:7;
        MCear(i,:,j)=(MCPiv(i,:,j)-MC0piv(:, :,20)); %resp al oido solo traslacion
    end
end
%%%%%% ANÁLISIS DE POSICIONES %%%%%%%%%%
% Se calcula el desplazamiento del punto OA y el giro respecto a la posición
% inicial de referencia que es la misma en todas la sesiones (VER SI CONVIENE ESO O NO Mco=mean(MC(5:105, :, :)); %
Por si se quiere usar la posición inicial
[omega,svo,RGv,sGv,M,RG]= finitosolid(MCaear(:, :,3:7),MC0aear(:, :,5:9)); %Sistema anatomico eje auricular
[omegaL,svoL,RGvL,sGvL,ML,RGL]= finitosolid(MCear(:, :,3:7),MC0ear(:, :,5:9)); %Sistema local eje auricular
[omega_CoM,svo_CoM,RGv_CoM,sGv_CoM,M_CoM,RG_CoM]= finitosolid(MCacom(:, :,3:7),MC0acom(:, :,5:9)); %Sistema
anatomico centro masa cuello cabeza
% Sacamos la rotación en la secuencia XYZ
for i=1:n
    XYZ_ear(i,:) = convertirrotacion(omega(i,:), 'rodrigues', 'xyz');
    XYZear(i,:) = convertirrotacion(omegaL(i,:), 'rodrigues', 'xyz');
    XYZ_CoM(i,:) = convertirrotacion(omega_CoM(i,:), 'rodrigues', 'xyz');
end
%Definimos la variable principal del par que será fi
% Fiear=180*XYZear(:, :)/pi;
% %Transformación de coodenadas cambiamos el eje X por el Y
% i=[0 -1 0];j=[1 0 0];k=[0 0 1];
% MT=[i' j' k'];
% Fi_ear=Fiear*MT;
Fi_ear=180*XYZ_ear(:, :)/pi;

%%%%%%%% DOMINIO TEMPORAL %%%%%%%%%%
%%%%%%%% CÁLCULO DE VELOCIDADES Y ACELERACIONES %%%%%%%%%%
% Primero suavizamos fi, que será la variable principal. Usamos el
% suavizado de splines, con un número de funciones igual a 20 veces el número de ciclos

fdamat = suavizado_bspline(Fi_ear, t, nfun, 6);
fi=fdamat(:, :,1);% ojo, en grados
Dfi=fdamat(:, :,2); % ojo en grados/s
D2fi=fdamat(:, :,3);% en grados/s^2

% Me falta el desplazamiento de 0 que lo calculo con aplicafinito respecto al oido
RO=zeros(n,3);
RO = aplicafinito(RO,omega,svo);
% Ahora calculamos el desplazamiento y sus derivadas. Para que la
% información sea intercambiable, hemos usado como referencia el movimiento
% del punto O

```

```

fdamat = suavizado_bspline(RO, t, nfun, 10);
RO=fdamat(:, :,1);
DRO=fdamat(:, :,2);
D2RO=fdamat(:, :,3);

fdamat = suavizado_bspline(RG, t, nfun, 10);
RG=fdamat(:, :,1);
DRG=fdamat(:, :,2);
D2RG=fdamat(:, :,3);

%::::::::::::::::::::::::::
%Hipotesis por desplazamientos finitos para el centro de masa del cuello cabeza
CoM = zeros(n,3);
CoM = aplicafinito(CoM,omega_CoM,svo_CoM);
CoM_ear = CoM + MC0aear(:, :,23);

fdamat = suavizado_bspline(CoM_ear, t, nfun, 10); %4 o 6
CoM_ear=fdamat(:, :,1);
DCoM_ear=fdamat(:, :,2);
D2CoM_ear=fdamat(:, :,3);

% Ahora suavizamos omega . Uso el paso de la fi
Domega=zeros(n,3);
D2omega=zeros(n,3);
fdamat = suavizado_bspline(omega, t, nfun, 4);
omega=fdamat(:, :,1);
Domega=fdamat(:, :,2);
D2omega=fdamat(:, :,3);

fdamat = suavizado_bspline(svo, t, nfun, 6);
svo=fdamat(:, :,1);

%Ahora calculamos las velocidades angulares w en rad/s
momega=sum(omega.^2,2).^0.5;
fdamat = suavizado_bspline(momega, t, nfun, 6);
%momegas=fdamat(:, :,1);
Dmomega=fdamat(:, :,2);

kk=[momega momega momega];
w= (2./(1+kk.^2)).*(Domega+(cross(omega,Domega)));
alpha=(-2.*kk.*Dmomega./(1+kk.^2)).*w+(2./(1+kk.^2)).*(D2omega+cross(omega,D2omega,2));

fdamat = suavizado_bspline(alpha, t, nfun, 6);
alpha=fdamat(:, :,1);
jerk=fdamat(:, :,2);

%%%%Calculo EIR dominio temporal %%%
%%%%OJO ESTO ES POCO PRECISO, PERO PUEDE SERVIR DE REFERENCIA %%%
mw= repmat(sum(w.^2,2).^0.5,1, 3);
%Añadimos RO para referirlo a la posición de referencia

CIR_true=100*(RO+cross(w',DRO')'./(mw.^2)); %[cm]
cir_true=100*(cross(w',DRO')'./(mw.^2)); %[cm]
EIR_true=100*(RG+cross(w',DRG')'./(mw.^2)); %[cm]
eir_true=100*(cross(w',DRG')'./(mw.^2)); %[cm]

Criterio=cross(w,DRO); %Definir un criterio esto puede ser Criterio=OH o WxDRO

%::::::::::::::::::::::::::
%%%%ANÁLISIS DINÁMICO EXPERIMENTAL CON PLATAFORMA DE FUERZAS %%%
%CALCULO DE LOS MOMENTOS DADOS POR LA PLATAFORMA DE FUERZAS
%%%%
%creamos un vector para la aceleración de la gravedad
switch system
    case 'XYZ'
        g=repmat([0 -9.8 0],n,1); %gravedad global
        ga=repmat([0 -9.8 0]*RA0(:,1:3),n,1); %gravedad anatomio
    case 'XZY'
        g=repmat([0 0 -9.8],n,1); %
        ga=repmat([0 0 -9.8]*RA0(:,1:3),n,1); %
end
%SUAVIZADO DE DATOS DINÁMICOS DE LAS PLATAFORMAS

```

```

%func=11*nciclos;
for k=1:3% Plataforma de fuerzas
fdamat_F = suavizado_bspline(MF(:, :,k),t,nfun,6);
MF(:, :,k)=fdamat_F(:, :,1);%
% Coordenadas de marcadores
%fdamat_D = suavizado_bspline(MC(:, :,k),t,nfun,6);
%MC(:, :,k)=fdamat_D(:, :,1);%
end

%Momento=M_experimental-CentoPresion_experimentalxReaccion_experimental
T_dynamic = MF(:, :,3) - cross(MF(:, :,1)', MF(:, :,2)')'; %Momento dinámico en la plataforma, %MF(:, :,1)
=CP_exp; MF(:, :,2) =R_exp; MF(:, :,3) =M_exp;
T_static = MF0(:, :,3) - cross(MF0(:, :,1)', MF0(:, :,2)')'; %Momento estático en la plataforma,
%MF0(:, :,1)=CP_exp_est;MF0(:, :,2)=R_exp_est;MF0(:, :,3)=M_exp_est;

R_exp =+MF(:, :,2)-MF0(:, :,2)-m_cabeza_cuello*g; %Modelo de un solo elemento (hn) headneck, %Me quedo
con este modelo de fuerzas
R_piv_exp=R_exp; % Sistema local
R_piv_exp=R_exp*RA0(:, 1:3); %Sistema anatómico
switch system
case 'XZY'
R_piv_exp(:, [1 2])= R_piv_exp(:, [1 2])-nanmean(R_piv_exp(:, [1 2]), 1);
case 'XYZ'
R_piv_exp(:, [1 3])= R_piv_exp(:, [1 3])-nanmean(R_piv_exp(:, [1 3]), 1);
end
R_ear_exp=R_piv_exp;%modelo cuello cabeza como un solo segmento

%::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::
%Posición del centro de masa de la cabeza respecto al pivote
CoM_piv=CoM+ MC0apiv(:, :,23);
fdamat = suavizado_bspline(CoM_piv, t, nfun, 6);
CoM_piv=fdamat(:, :,1);
DCoM_piv=fdamat(:, :,2);
D2CoM_piv=fdamat(:, :,3);

%Centro de masa cuello-cabeza (este método es valido)

%Ajuste parametro de masa de la cabeza-cuello
Ratio_masa=R_piv_exp./(D2CoM_piv-ga);
m_cabeza_cuello_exp=nanmean(Ratio_masa(:, 3));
m_cabeza_cuello_teo=m_cabeza_cuello;
error_masa=m_cabeza_cuello-m_cabeza_cuello_exp;
%m_cabeza_cuello=0.0137405577210469*Talla+0.0504168462071539*Peso-0.289649791700173-error_masa; %Ecuación
corregida segun plataforma de fuerzas

Parameter.m_cabeza_cuello_teo=m_cabeza_cuello_teo;
Parameter.m_cabeza_cuello_exp=m_cabeza_cuello_exp;
Parameter.m_cabeza_cuello_ajustado=m_cabeza_cuello;
Parameter.error_masa=abs(error_masa);

%Momento por traslación del momento pivote "C7" a sistema de referencia local
ro=repmat(MC0piv(:, :,22),n,1); %Posición del centro de la plataforma respecto al pivote "C7" sistema local
T_R_0=(cross(ro', R_exp'))'; %Sistema local

r=repmat(MC0piv(:, :,20),n,1); %Posicion del oido respecto al pivote "C7" sistema local

T_m_cabeza_cuello=m_cabeza_cuello*(cross(r', g'))';
T3_ext=+T_static -T_m_cabeza_cuello;

T_p_exp=-T_dynamic+T3_ext+T_R_0; %Torque en C7 sistema local
T_piv_exp=T_p_exp*RA0(:, 1:3); %Torque en C7 sistema anatomico
%Momento por traslación del momento eje auricular a sistema de referencia local
ro=repmat(MC0ear(:, :,3),n,1); %Sistema local
T_e_exp=T_p_exp+(cross(ro', R_exp'))'; %Torque en oido sistema local desde C7
T_ear_exp=T_e_exp*RA0(:, 1:3); %Torque en oido sistema anatomico

%SENSOR DE INERCIA DE LA CABEZA Y EL CUELLO [kg.cm^2] RESPECTO AL CoM_cabeza
ICoM_ear(1,1)= 4.75520331077974*Talla -6.01669841686921*Peso-7.95936871838599;
ICoM_ear(1,2)=-0.0720457925507453*Talla +0.539612428562043*Peso-18.8540460796163;
ICoM_ear(1,3)= -0.999926755567235*Talla+0.0635965315640852*Peso+142.22267378966;
ICoM_ear(2,1)=ICoM_ear(1,2);
ICoM_ear(2,2)= 3.73865729488274*Talla-6.63341982526442*Peso+306.12970245681;

```



```

dt=(t(end)-t(1))/(numel(t)-1);
wi = [41 216 27 272 27 216 41]; wf = wi*dt/(140); %Pesos de la integración con 7 puntosn=numel(wi);
nw=numel(wi);
DCoM_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
uDCoM_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
CoM_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
uCoM_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);

for j=1:3
P1=0;
for i=1:n-(nw-1)
DCoM_exp(i,j)=nansum(wf'.*uD2CoM_exp(i:i+nw-1,j));
% P1=P1+nansum(wf'.*uD2CoM_exp(i:i+nw-1,j));
% DCoM_exp(i,j)=P1/(nw-1);
end
end

for i=1:n
uDCoM_exp(i,:)=DCoM_exp(i,:)/norm(DCoM_exp(i,:));
end

for j=1:3
P1=0;
for i=1:n-(nw-1)
uCoM_exp(i,j)=nansum(wf'.*uDCoM_exp(i:i+nw-1,j));
% P1=P1+nansum(wf'.*uDCoM_exp(i:i+nw-1,j));
% uCoM_exp(i,j)=P1/(nw-1);
end
end

for i=1:n
CoM_exp(i,:)=norm(CoM_ear(i,:)).*uCoM_exp(i,:);
end

% _____ TRABAJO RESPECTO AL PIVOTE _____
W_piv_teo(:,2)=(dot(R_piv_teo',CoM_piv'))';
W_piv_teo(:,3)=(dot(T_piv_teo',XYZ_ear'))';
W_piv_teo(:,1)=W_piv_teo(:,2)+W_piv_teo(:,3);

W_piv_exp(:,2)=(dot(R_piv_exp',CoM_piv'))';
W_piv_exp(:,3)=(dot(T_piv_exp',XYZ_ear'))';
W_piv_exp(:,1)=W_piv_exp(:,2)+W_piv_teo(:,3);

% _____ TRABAJO RESPECTO AL EJE AURICULAR _____
W_ear_teo(:,2)=(dot(R_ear_teo',CoM_piv'))';
W_ear_teo(:,3)=(dot(T_ear_teo',XYZ_ear'))';
W_ear_teo(:,1)=W_ear_teo(:,2)+W_ear_teo(:,3);

W_ear_exp(:,2)=(dot(R_ear_exp',CoM_piv'))';
W_ear_exp(:,3)=(dot(T_ear_exp',XYZ_ear'))';
W_ear_exp(:,1)=W_ear_exp(:,2)+W_ear_teo(:,3);

%%%%%%%%%%%%% POTENCIAS VIRTUALES Y ENERGÍA %%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%% RESPECTO AL PIVOTE %%%%%%%%%%%%%%
%Potencias inerciales
PV_iner=zeros(n,3);
PV_iner(:,3)=(dot((ICoM*alpha'),w'))';
%PV_iner(:,3)=(dot(T_iner',w'))';

%Velocidades lineales
v_CoM_piv=cross(w',CoM_piv)'; %Velocidad lineal de centro de masa de la cabeza cuello respecto al pivote

%Potencias externas
PV_ext=zeros(n,3);
PV_ext(:,3)=(dot((F_iner-P)',v_CoM_piv))';

%Potencia virtual en C7
PV_piv_teo=zeros(n,3);
PV_piv_exp=zeros(n,3);
PV_piv_teo=PV_ext-PV_iner; %Me quedo con este modelo
PV_piv_teo(:,1)=(dot(T_piv_teo',w'))'; %Esto tambien es igual

```

```

PV_piv_exp(:,1)=(dot(T_piv_exp',w'))';

PV_piv_teo(:,2)=(dot(R_piv_teo',v_CoM_piv'))'+(dot(T_piv_teo',w'))';
PV_piv_exp(:,2)=(dot(R_piv_exp',v_CoM_piv'))'+(dot(T_piv_exp',w'))';
%%Esta formulaci3n considera la reacci3n y replica dos veces la fuerza
%%externa por eso no la considero
%Almaceno en una matriz [Potencia Potencia_inercial Potencia_externas]
%PV_piv_teo(:,2)=PV_iner(:,1);
%PV_piv_teo(:,3)=PV_ext(:,1);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
POTENCIAS VIRTUALES Y ENERGÍA
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
RESPECTO AL OIDO
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Potencias inerciales
PV_iner=zeros(n,3);
PV_iner(:,3)=(dot((ICoM_ear*alpha'),w'))';
%Potencias externas
PV_ext=zeros(n,3);
PV_ext(:,3)=(dot((F_iner-P)',DCoM_ear'))';%PV_ext(:,3)=(dot((F_iner-P)',DrCoM_ear'))';
%Potencia virtual en el oido
PV_ear_teo=zeros(n,3);
PV_ear_exp=zeros(n,3);
PV_ear_teo=PV_ext-PV_iner;
PV_ear_teo(:,1)=(dot(T_ear_teo',w'))'; %da igual
PV_ear_exp(:,1)=(dot(T_ear_exp',w'))'; %da igual
%Almaceno en una matriz [Potencia Potencia_inercial Potencia_externas]
%PV_ear_teo(:,2)=PV_iner(:,1);
%PV_ear_teo(:,3)=PV_ext(:,1);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
TRABAJO VIRTUAL
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Utilizo metodo de integracion de 7 puntos
dt=(t(end)-t(1))/(numel(t)-1);
wi = [41 216 27 272 27 216 41]; wf = wi*dt/(140); %Pesos de la integraci3n con 7 puntosn=numel(wi);
nw=numel(wi);
WV_piv_teo= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_ear_teo= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_piv_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_ear_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);

for j=1:3
P1=0;P2=0;P3=0;P4=0;
for i=1:n-(nw-1)
P1=P1+nansum(wf'.*PV_piv_teo(i:i+nw-1,j));
WV_piv_teo(i,j)=P1/(nw-1);
P2=P2+nansum(wf'.*PV_ear_teo(i:i+nw-1,j));
WV_ear_teo(i,j)=P2/(nw-1);
P3=P3+nansum(wf'.*PV_piv_exp(i:i+nw-1,j));
WV_piv_exp(i,j)=P3/(nw-1);
P4=P4+nansum(wf'.*PV_ear_exp(i:i+nw-1,j));
WV_ear_exp(i,j)=P4/(nw-1);
end
end

WV_piv_teo= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_ear_teo= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_piv_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
WV_ear_exp= repmat([NaN NaN NaN],n,1);
for i=1:n-1
WV_piv_teo(i,3)=(dot(0.5*(R_piv_teo(i,:)+R_piv_teo(i+1,:))',(CoM_piv(i+1,:)-CoM_piv(i,:)))');
WV_piv_teo(i+1,[1:2])=nansum(WV_piv_teo(i,2)+WV_piv_teo(i,3));
WV_ear_teo(i,3)=(dot(0.5*(R_ear_teo(i,:)+R_ear_teo(i+1,:))',(CoM_ear(i+1,:)-CoM_ear(i,:)))');
WV_ear_teo(i+1,[1:2])=nansum(WV_ear_teo(i,2)+WV_ear_teo(i,3));
WV_piv_exp(i,3)=(dot(0.5*(R_piv_exp(i,:)+R_piv_exp(i+1,:))',(CoM_piv(i+1,:)-CoM_piv(i,:)))');
WV_piv_exp(i+1,[1:2])=nansum(WV_piv_exp(i,2)+WV_piv_exp(i,3));
WV_ear_exp(i,3)=(dot(0.5*(R_ear_exp(i,:)+R_ear_exp(i+1,:))',(CoM_ear(i+1,:)-CoM_ear(i,:)))');
WV_ear_exp(i+1,[1:2])=nansum(WV_ear_exp(i,2)+WV_ear_exp(i,3));
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
ENERGIA PIVOTE
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
Ec_piv_teo=zeros(n,3);
Ec_piv_teo(:,2)=m_cabeza_cuello*nansum(v_CoM_piv.^2,2)/2;
Ec_piv_teo(:,3)=ICoM(mov,mov)*nansum(w.^2,2)/2;
Ec_piv_teo(:,1)=Ec_piv_teo(:,2)+Ec_piv_teo(:,3);

```

```

E_teo=zeros(n,3);
switch system
    case 'XYZ'
        E_teo(:,1)=m_cabeza_cuello*9.8*CoM_piv(:,2);;%Me quedo con este modelo
        E_teo(:,2)=m_cabeza_cuello*9.8*CoM_ear(:,2);;%Me quedo con este modelo
    case 'XZY'
        E_teo(:,1)=m_cabeza_cuello*9.8*CoM_piv(:,3);;%Me quedo con este modelo
        E_teo(:,2)=m_cabeza_cuello*9.8*CoM_ear(:,3);;%Me quedo con este modelo
end
ET_piv_teo(:,1)=Ec_piv_teo(:,1)+E_teo(:,1);
ET_piv_teo(:,2)=Ec_piv_teo(:,1);
ET_piv_teo(:,3)=E_teo(:,1);

%%%% ANALISIS DE FRECUENCIAS %%%%%%%%%%%
%wn=abs(fft(rCoM_ear));
wn=abs(fft(RGL));

P=1:99;
for i=1:3
[Wn,xi]= ecdf(wn(:,i));% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi, para cada valor de x, pero no está en
los puntos que nos interesa
p=Wn*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF.wn(:,i)=interp1(p,xi,P);
% y ahora los niveles de fondo (X(10)), mediano X(50) y máximo X(90)
end

%Actividad EMG
datemg=data; %Separo registros EMG
dateimu=data; %Separo registros EMG
posZero=find(datemg(:,4)==0);
datemg(posZero(1:end),:)=[];
[ni nj nk]=size(datemg);
posZero=find(dateimu(:,6)==0);
dateimu(posZero(1:end),:)=[];
for i=1:4
    t_emg(:,i)=datemg(:,1+(i-1)*10); %Señal de tiempo
    Xemg(:,i)=datemg(:,2+(i-1)*10); %Señal EMG en bruto
    Xrms(:,i)=datemg(:,4+(i-1)*10); %Señal EMG RMS
    t_imu(:,i)=dateimu(:,5+(i-1)*10); %Señal de tiempo
    imu_p(:,i)=dateimu(:,6+(i-1)*10); %Señal de ángulo Pitch
    imu_r(:,i)=dateimu(:,8+(i-1)*10); %Señal de ángulo Roll
    imu_y(:,i)=dateimu(:,10+(i-1)*10); %Señal de ángulo Yaw
end

temg=t_emg(:,1)-t_emg(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las celdas EMG en cero,
% la aproximación de pasos de tiempo difieren, por lo que linealizo el tiempo
nemg=max(size(temg)); %Halla el numero de filas
t_emg=temg(end)*(0:nemg-1)/nemg; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

%Señal actividad EMG valorada en capacidad de esfuerzo (%)
for kn=1:4
EMGp(:,kn)=100*(Xrms(:,kn)-Calibacion_reposo(kn))/(Calibacion_referencia(kn)-Calibacion_reposo(kn));
end
EMGP_rms=EMGp-min(EMGp);
fdamat = suavizado_bspline(EMGP_rms, t_emg, nfun, 4,t);
EMGP=fdamat(:,1);

%%%%%%%%:::~::~:~::~:~::~:~::~:NORMALIZACION DE FRECUENCIAS ACUMULADAS APDF EMG RMS::~:~::~:~::~:~::~:%%%
P=1:99;
for i=1:4
[emg,xi]= ecdf(EMGP(:,i));% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi, para cada valor de x, pero no está
en los puntos que nos interesa
p=emg*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF.EMGP(:,i)=interp1(p,xi,P);
% y ahora los niveles de fondo (X(10)), mediano X(50) y máximo X(90)
%PERemg(i,:)= [EMGP_rms(10,i); EMGP_rms(50,i);EMGP_rms(90,i)];
end
APDF.EMGP=APDF.EMGP-min(APDF.EMGP);

```

```

%Filtrado de señal IMUs
posZero=find(nanmean(imu_p,2)==180);
imu_p(posZero(1:end),:)=[];
posZero=find(nanmean(imu_r,2)==0);
imu_r(posZero(1:end),:)=[];
posZero=find(nanmean(imu_y,2)==180);
imu_y(posZero(1:end),:)=[];
t_imu(posZero(1:end),:)=[];

timu=t_imu(:,1)-t_imu(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las celdas IMUs en cero,
nimu=max(size(timu)); %Halla el numero de filas
t_imu=timu(end)*(0:nimu-1)/nimu; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

[imu_p]=Filtro_singularidades(imu_p,'Error');
[imu_r]=Filtro_singularidades(imu_r,'Error');
[imu_y]=Filtro_singularidades(imu_y,'Error');

imu(:,,1)=imu_p; %imu Euler
imu(:,,2)=imu_r;
imu(:,,3)=imu_y;

IMU=permute(imu,[1 3 2]);
clear imu
for nk=1:4
fdamat = suavizado_bspline(IMU(:,,nk),t_imu, nfun, 6,t);
imu(:,3*nk-2:3*nk)=fdamat(:,,1);
Dimu(:,3*nk-2:3*nk)=fdamat(:,,2);
D2imu(:,3*nk-2:3*nk)=fdamat(:,,3);
end

%%%:~::~:~::~:~::~:NORMALIZACION DE FRECUENCIAS ACUMULADAS APDF IMUS "Sensor inercial":~::~:~::~:~::~:%%
P=1:99;
for i=1:4
for nk=1:3
[Inercial,xi]= ecdf(IMU(:,1,i));% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi, para cada valor de x, pero no
está en los puntos que nos interesa
p=Inercial*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
eval(['APDF.IMU(:,',num2str(nk),',',num2str(i),')=interp1(p,xi,P)']);
% y ahora los niveles de fondo (X(10)), mediano X(50) y máximo X(90)
end
end

%Defino una cadena de variables a la cinematica del eje helicoidal instantaneo
vars={'Fi_ear','fi','Dfi','D2fi','omega','w','alpha','jerk','R0','D2R0','RG','D2RG','CoM_ear','DCoM_ear','D2CoM_ear',
.....
'CIR_true','cir_true','EIR_true','eir_true','Criterio','R_ear_exp','T_ear_exp','T_piv_exp','R_ear_teo','T_ear_teo',
'T_piv_teo','PV_piv_teo',.....
'PV_ear_teo','PV_piv_exp','PV_ear_exp','W_piv_teo','W_ear_teo','W_piv_exp','W_ear_exp','WV_piv_teo','WV_ear_teo',.
.....
'WV_piv_exp','WV_ear_exp','WW_piv_teo','WW_ear_teo','WW_piv_exp','WW_ear_exp','Ec_piv_teo','ET_piv_teo',.....
'EMGP_rms','imu','Dimu','D2imu'};
%Esta rutina es útil para mantener las hipermatices de del mismo tamaño en la elevación y descenso
nvar=numel(vars);

%%%:~::~:~::~:~::~:NORMALIZACION DE FRECUENCIAS ACUMULADAS APDF:~::~:~::~:~::~:%%
%variables Fotogrametria y plataforma de fuerzas
P=1:99;
for k=1:nvar-4
for nk=1:3
[var,xi]= eval(['ecdf(',vars{k},',(:,',num2str(nk),')')]);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no está en los puntos que nos interesa
p=var*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
eval(['APDF.',vars{k},',(:,',num2str(nk),')=interp1(p,xi,P)']);
% y ahora los niveles de fondo (X(10)), mediano X(50) y máximo X(90)
end
end

% eval(['save ',subj, 'M',medida, '.mat', ' APDF Parameter'])

```

## ANEXO III

```

referencias = [0]; %Se define las referencias de cada muestra 0:Flexión,
gestos = [1,2,3,4,5]; %Se define los gestos por {1:FE }:Flexion,
                                     %                                     {2:FL  }:Lateral,
                                     %                                     {3:RA}:Rotacion,

listasujetos = [1:2]; % Aqui poner que sujetos son los de la lista
Alturas=[185 185];
Pesos=[65 65];

for ls = 1:length(listasujetos)
    s = listasujetos(ls);
    Talla=Alturas(ls);
    Peso=Pesos(ls);
    suj=['S',sprintf('%02d',s)];
    ref=[sprintf('%02d',referencias)];
    mov=1;
    %Calibracion
    [calD_rep, calD_rango,cicLRD,medLRD,mednLRD] = Calibracion_EMG([suj, 'D',ref, '.xlsx']);
    [calI_rep, calI_ref,calI_rango,cicLRI,medLRI,mednLRI] = Calibracion_EMG([suj, 'I',ref, '.xlsx']);
    cal_rep(1,:)=calD_rep;
    cal_rep(2,:)=calI_rep;
    cal_ref(1,:)=calD_ref;
    cal_ref(2,:)=calI_ref;
    cal_rango(1,:)=calD_rango;
    cal_rango(2,:)=calI_rango;
    indice=max(cal_rango)==cal_rango;
    Calibacion_reposo=cal_rep(indice==1)';
    Calibacion_referencia=cal_ref(indice==1)';
    for m = 1:numel(gestos)
        gesto=gestos(m);
        medida=[sprintf('%02d',gesto)];
        fps = 200;
        %Se construye una decision para la elección de muestras al movimiento
        [APDF,Parameter] = Modelo_full(suj,ref,medida,mov,Talla,Peso,Calibacion_reposo,Calibacion_referencia);
    %procesa todos los calculos
    variables={APDF,Parameter};
    vars = {'APDF','Parameter'};
    for v = 1:length(vars)
        eval([vars{v}, suj, medida, ' = variables{v}']);
    end
end
end
save TIC.mat 'APDF'* 'Parameter'*; %almacena variables

```

## ANEXO IV

```
clear
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% CUELLO DERECHO %%%%%%%%%
% CARGAR DATOS PARA LAS GRÁFICAS
load('ResultadosFE.mat')
X=EMGP_cuello_der;
X([8 12 18 22 23],:)=[];
[ni nj nk] =size(X);
P=[1:99].*ones(ni,nj);
Xmref=nanmean(X);
% CARGAR DATOS DEL ESCENARIO
load('TIC.mat')
% DATOS MUSCULO DEL EXPERIMENTO
X1=APDFS0101.EMGP(:,1);
X2=APDFS0102.EMGP(:,1);
X3=APDFS0103.EMGP(:,1);
X4=APDFS0104.EMGP(:,1);
X5=APDFS0105.EMGP(:,1);
% GRAFICA CURVA MEDIA EXPERIMENTAL
Xm1 = [X1 X2 X3 X4 X5];
Xm2 = Xm1.';
Xm3=mean(Xm2);
% GRÁFICAS
figure;
hold on
plot(Xmref,1:99)
plot(Xm3,1:99)
plot(X1,1:99,"Color",[0.90 0.90 0.90])
plot(X2,1:99,"Color",[0.90 0.90 0.90])
plot(X3,1:99,"Color",[0.90 0.90 0.90])
plot(X4,1:99,"Color",[0.90 0.90 0.90])
plot(X5,1:99,"Color",[0.90 0.90 0.90])
xlim([0 100])
yline(90,'--','P(90)');
yline(50,'--','P(50)');
yline(10,'--','P(10)');
box ON
legend("Xm", "XmExp", "Location", 'bestoutside')
xlabel("Actividad cuello der (%)")
ylabel("Frecuencia Acumulada")
text(Xmref(10)+1,14, num2str(eval(((vpa(Xmref(10),3))))), 'fontsize', 12)
text(Xmref(50)+0.5,48,num2str(eval(((vpa(Xmref(50),3))))), 'fontsize', 12)
text(Xmref(90)+-0.5,88,num2str(eval(((vpa(Xmref(90),4))))), 'fontsize', 12)
text(Xm3(10)+1.5,14, num2str(eval(((vpa(Xm3(10),4))))), 'fontsize', 12)
text(Xm3(50)+0.5,48,num2str(eval(((vpa(Xm3(50),4))))), 'fontsize', 12)
text(Xm3(90)-20,85,num2str(eval(((vpa(Xm3(90),4))))), 'fontsize', 12)
hold off
```



```

{5,18}, '\t', traker{5,19}, '\t', traker{5,20}, '\t', traker{5,21}, '\t', traker{5,22}, '\t', traker{5,23}, '\t', traker{5,24}
, '\t', traker{5,25}, '\t', traker{5,26}, '\t', traker{5,27}, '\t', .....
      traker{5,28}, '\t', traker{5,29}, '\t', traker{5,30}, '\t', traker{5,31}, '\t', traker{5,32}, '\t', '\n'}];

for i=6:ni+5

fprintf([num2str(traker{i,1}), '\t', num2str(traker{i,2}), '\t', num2str(traker{i,3}), '\t', num2str(traker{i,4}), '\t', n
um2str(traker{i,5}), '\t', num2str(traker{i,6}), '\t', num2str(traker{i,7}), '\t', .....

num2str(traker{i,8}), '\t', num2str(traker{i,9}), '\t', num2str(traker{i,10}), '\t', num2str(traker{i,11}), '\t', num2str(
traker{i,12}), '\t', num2str(traker{i,13}), '\t', num2str(traker{i,14}), '\t', .....

num2str(traker{i,15}), '\t', num2str(traker{i,16}), '\t', num2str(traker{i,17}), '\t', num2str(traker{i,18}), '\t', num2st
r(traker{i,19}), '\t', num2str(traker{i,20}), '\t', num2str(traker{i,21}), '\t', num2str(traker{i,22}), '\t', num2str(trak
er{i,23}), '\t', num2str(traker{i,24}), '\t', .....

num2str(traker{i,25}), '\t', num2str(traker{i,26}), '\t', num2str(traker{i,27}), '\t', num2str(traker{i,28}), '\t', num2st
r(traker{i,29}), '\t', num2str(traker{i,30}), '\t', num2str(traker{i,31}), '\t', .....
      num2str(traker{i,32}), '\t', '\n'}];

end
diary off

```



```

traker{5,12},'\t',traker{5,13},'\t',traker{5,14},'\t',traker{5,15},'\t',traker{5,16},'\t',traker{5,17},'\t','\n']
;

for i=6:ni+5

fprintf([num2str(traker{i,1}),'\t',num2str(traker{i,2}),'\t',num2str(traker{i,3}),'\t',num2str(traker{i,4}),'\t',n
um2str(traker{i,5}),'\t',num2str(traker{i,6}),'\t',num2str(traker{i,7}),'\t',.....

num2str(traker{i,8}),'\t',num2str(traker{i,9}),'\t',num2str(traker{i,10}),'\t',num2str(traker{i,11}),'\t',num2str(
traker{i,12}),'\t',num2str(traker{i,13}),'\t',num2str(traker{i,14}),'\t',.....
num2str(traker{i,15}),'\t',num2str(traker{i,16}),'\t',num2str(traker{i,17}),'\t','\n']);

end
diary off

```

## ANEXO VII

```

clear;clc;
medidas=[1]; %
m=numel(medidas);
p = medidas(m);
sujeto=[3]; %
ls=numel(sujeto);
s = sujeto(ls);
codigo=[sprintf('%02d',s),'P'];
codigo0=[sprintf('%02d',s),'F'];
medida=[sprintf('%02d',m)];
fps=200;
system= 'XZY';

dat=dlmread(['S', codigo, medida, '.txt'],' ',1,0);
dat0=dlmread(['S', codigo, '00.txt'],' ',1,0);

% _____ FUERZAS _____
%Datos de plataforma para las fuerzas de referencia o ESTÁTICAS
datF0=dlmread(['S', codigo0,'00.txt'],' ',1,0); %Fuerzas [Time cpx cpy fx fy fz momento_x] %Se llama al registro
de referencia de la plataforma de fuerzas y se lo almacena en
datF0=nanmean(datF0);
datF=dlmread(['S', codigo0, medida, '.txt'],' ',1,0);
t= datF(:,1);
n=max(size(datF));
dataF=zeros(n,9);
dataF0=zeros(1,9);
dataF(:,[1 2 4 5 6 7])=datF(:,[2 3 4 5 6 7]);% Genero un nuevo archivo con las componentes faltantes a las tres
dimensiones en el archivo de la plataforma de Fuerzas [CPx CPy 0 Fx Fy Fz Mx 0 0]
dataF0(:,[1 2 4 5 6 7])=datF0(:,[2 3 4 5 6 7]);
%Matrices de fuerzas
MF = calcM(dataF,[1 2 3 ] ); MF(:,:[1 3])=MF(:,:[1 3])/1000; %Transforma de mm a m el centro de presiones
MF0 = calcM(dataF0,[1 2 3 ] ); MF0(:,:[1 3])=MF0(:,:[1 3])/1000;
%El peso del sujeto lo obtengo del registro estático de la plataforma de fuerzas
Wight=sqrt(nansum(MF0(:,:,2).^2)); %Tome las fuerzas datF0(:,4:6), si la carga esta en la plataforma de fuerzas
gv=9.8; % aceleracion de la gravedad m/s^2
Peso =(Wight/gv);
Talla=163; %cm %Descripción de parámetros antropométricos

%LOS PARÁMETROS ANTROPOMETRICOS LOS DETERMINO POR MODELOS DE REGRESIÓN LINEAL, PARA ESTE CASO LOS HE CALCULADO EN
FUNCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE LA Talla(cm) y el Peso(kg)
%Determinación del peso del sujeto y masa de la cabeza
%m_cabeza_cuello=0.0728*Peso; %Masa_cabeza_cuello=0.0810*Peso; %kg Modelos de relación directa
m_cabeza =-0.00230301034901963*Talla+0.0414546476484241*Peso+1.38840135728382; %Chandler 1975, Yoganandan
2009, Becker 1972, Yun Seok 2016, Albery 2003
m_cabeza_cuello= 0.0137405577210469*Talla+0.0504168462071539*Peso-0.289649791700173; %Fard 2004,Dempster 1955,
Becker 1972
m_cuello = 0.00667198364731918*Talla+0.0143880715375339*Peso-0.616650787246214; %Walker 1973, Fard 2004
m_tronco =Peso-m_cabeza-m_cuello;

g=zeros(n,3);
%Creamos un vector para la aceleración de la gravedad segun la definicion del sistema de referencia

switch system
case 'XZY'
g(:,3)=-repmat(gv,n,1);
case 'XYZ'
g(:,2)=-repmat(gv,n,1);
end

%Momento=M_experimental-CentoPresion_experimentalxReaccion_experimental
T_dynamic = MF(:,:,3) - cross(MF(:,:,1)' ,MF(:,:,2)' )'; %Momento dinámico en la plataforma, %MF(:,:,1)
=CP_exp; MF(:,:,2) =R_exp; MF(:,:,3) =M_exp;
T_static = MF0(:,:,3) - cross(MF0(:,:,1)' ,MF0(:,:,2)' )'; %Momento estático en la plataforma,
%MF0(:,:,1)=CP_exp_est;MF0(:,:,2)=R_exp_est;MF0(:,:,3)=M_exp_est;

R_C7_exp =+MF(:,:,2)-MF0(:,:,2)-m_cabeza_cuello*g; %Modelo de un solo elemento (hn) headneck, %Me
quedo con este modelo de fuerzas

switch system
case 'XZY'
R_C7_exp(:,[1 2])= R_C7_exp(:,[1 2])-nanmean(R_C7_exp(:,[1 2]),1);
case 'XYZ'

```



## ANEXO VIII

```
clear,clc
S1S01 = 'S1S01.sto';
datos1 = dlmread(S1S01);
x1 = datos1(:, 1); %Tiempo
y1 = datos1(:, 43); %CD splen_cap_sk1c6
y2 = datos1(:, 44); %CI splen_cap_sk1c6_L
y3 = datos1(:, 45); %TD trap_acr
y4 = datos1(:, 46); %TI trap_acr_L

%Calibracion
C = 'Calibracion_der.sto';
calibracion = dlmread(C);
xx1 = calibracion(:,1);
m1 = calibracion(:, 43); %CD splen_cap_sk1c6
m2 = calibracion(:, 44); %CI splen_cap_sk1c6_L
m3 = calibracion(:, 45); %TD trap_acr
m4 = calibracion(:, 46); %TI trap_acr_L

%CD
y_rango1 = m1(xx1 >= 0 & xx1 <= 40);
reposito1 = min(y_rango1)
referencia1 = max(y_rango1)
Y1P = 100*(y1-reposito1)/(referencia1-reposito1);
P=1:99;
[emg1,xi1]= ecdf(Y1P);
p1=emg1*100;
Z1=interp1(p1,xi1,P);

%CI
y_rango2 = m2(xx1 >= 0 & xx1 <= 40);
reposito2 = min(y_rango2);
referencia2 = max(y_rango2);
Y2P = 100*(y2-reposito2)/(referencia2-reposito2);
P=1:99;
[emg2,xi2]= ecdf(Y2P);
p2=emg2*100;
Z2=interp1(p2,xi2,P);

%TD
y_rango3 = m3(xx1 >= 0 & xx1 <= 40);
reposito3 = min(y_rango3);
referencia3 = max(y_rango3);
Y3P = 100*(y3-reposito3)/(referencia3-reposito3);
P=1:99;
[emg3,xi3]= ecdf(Y3P);
p3=emg3*100;
Z3=interp1(p3,xi3,P);

%TI
y_rango4 = m4(xx1 >= 0 & xx1 <= 40);
reposito4 = min(y_rango4);
referencia4 = max(y_rango4);
Y4P = 100*(y4-reposito4)/(referencia4-reposito4);
P=1:99;
[emg4,xi4]= ecdf(Y4P);
p4=emg4*100;
Z4=interp1(p4,xi4,P);

APDFSS0301=[Z1.' Z2.' Z3.' Z4.'];

save('S1001.mat', 'APDFSS0101');
```

## ANEXO IX

```

%CALCULO DE CORRELACIONES
Xmreff=Xmref.';
Xm33=Xm3.';
M(:, :, 1)=Xmreff;
M(:, :, 2)=Xm33;
[Max Min Rango Media Mediana SEM DesvStan Varianza Sig_F F_test Sig_Q Q_test Percentil IQR fxi xi Icc CMC CMCm cmc
Pearson]=ICorre_sesiones(3,'k' ,M);
[cmc CMC Icc SEM Pearson]

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function [Max Min Rango Media Mediana SEM DesvStan Varianza Sig_F F_test Sig_Q Q_test Percentil IQR fxi xi Icc CMC
CMCm cmc Pearson]=ICorre_sesiones(cse,typ,Xc)

Xn=Xc;
posNaN=find(isnan(mean(Xc(:, :, 1), 2))==0);
clear Xc
Xc=Xn(posNaN, :, :);
[n m k]=size(Xc);
%Análisis entre sesiones
Xm= nanmean(Xc, 3); %Media entre sesiones
DesvStan_sesiones=permute(nanstd(permute(Xc, [3 1 2])), [2 3 1]); %Desviación estandar entre sesiones
Varianza_sesiones=permute(nanvar(permute(Xc, [3 1 2])), [2 3 1]); %Varianza entre sesiones
Mediana_sesiones=nanmedian(Xc, 3); %Mediana entre sesiones
Media_muestras=nanmean(Xc, 1);

%Análisis por sesiones y muestras
Max=nanmax(Xm);
Min=nanmin(Xm);
Rango=range(Xm);
Media=nanmean(Xm, 1);
Mediana=nanmedian(Xm, 1);
DesvStan=nanstd(Xm, 1);
Varianza=nanvar(Xm, 1);

%Determina la dimension n=#muestras x m=#variables x k=#sesiones

%Anova para repeticion del gesto Muestras/Sesiones en funcion de las medias
%variacionales
%Xc : Matriz de variables en cada sujeto de cada sesión
%Xm : Matriz de variables en cada sujeto de las medias
%k : numero de sesiones
%n : numero de muestras de los sujetos
%La naturaleza relativa de ICC depende de la variabilidad entre las
%muestras (como las muestras por sujeto)
%Fuente de variacion
%Grados de libertad entre posiciones en el tiempo
GLn=n-1;
%Grados de libertad intra ciclos
GLk=k-1;
%Grados de libertad intra posiciones Residual
GLr=GLn*GLk;
%Total GL
GLt=n*k-1;

%
%%Suma de cuadrados entre muestras
S_entremuestras=k*nansum((Xm-nanmean(Xm)).^2, 1); %Método ICC
SS_entre_muestras=nansum(nansum(repmat((Xm-nanmean(Xm, 1)).^2, [1 1 k]), 3)); %Método CMC
MS_entre=nansum(nansum(repmat(nanmean(Xc, 1)-nanmean(Xm, 1), [n 1 1])).^2, 3); %Método CMC

%%Suma de cuadrados dentro muestras
S_intramuestras=nansum(nansum((Xc-repmat(nanmean(Xc, 3), [1 1 k])).^2, 1), 3); %Método ICC
SS_dentro_muestras=nansum(nansum((Xc-Xm).^2, 3)); %Método CMC Kadaba et al 1989
MS_intra=nansum(nansum((Xc-nanmean(Xc, 1)).^2, 3)); %Método CMC

%%Suma de cuadrados dentro de las sesiones
S_sesiones=n*nansum((nanmean(Xc, 1)-nanmean(Xm)).^2, 3);
%%Suma de cuadrados dentro de las muestras y las sesiones
S_muestras_sesiones=nansum((nanmean(Xc, 3) - nanmean(nanmean(Xc, 3))).^2) * k;

%S_residuo=nansum(nansum((Xc-Xm).^2, 3))-n*nansum((nanmean(Xc, 1)-nanmean(Xm)).^2, 3);

```

```

S_residuo=nansum(nansum((Xc-repmat(Xm,[1 1 k])-repmat(nanmean(Xc,1),[n 1 1])+repmat(nanmean(Xm),[n 1
k])).^2,1),3);
S_total=nansum(nansum((Xc-repmat(nanmean(Xm),[n 1 k])).^2,1),3);           %Método ICC
SS_total=nansum(nansum((Xc-nanmean(Xm,1)).^2,1),3);                       %Método CMC Kadaba et al 1989
Ss=sqrt((S_entremuestras-S_sesiones)/k);
Se=sqrt(S_sesiones);

%Icc=(k.*S_entremuestras-S_total)./((k-1).*S_total);                       %1 hipotesis
%Icc=(S_entremuestras-S_sesiones)./(S_entremuestras+(k-1)*S_sesiones);    %2 hipotesis
%Icc=Ss.^2./(Ss.^2+Se.^2);                                                ; %3 hipotesis
%Icc=(S_entremuestras-S_residuo)./(S_entremuestras+(k-1)*S_residuo);     %4 hipotesis
%La segunda y tercera hipotesis son semejantes y se derivan por
%sustitucion

%
%Media cuadratica
SCm_entremuestras=S_entremuestras/(n-1);
SCm_sesiones=S_sesiones/(k-1);
SCm_residuo=S_residuo/((n-1)*(k-1));
SCm_muestras_sesiones=S_intramuestras/(n*(k-1));
SCm_total=S_total/(n*k-1);
Ssm=sqrt((SCm_entremuestras-SCm_sesiones)/k);
Sem=sqrt(SCm_sesiones);
%Icc=Ssm.^2./(Ssm.^2+Sem.^2); %hipotesis no valida no existe en documentos
%Icc = (SCm_entremuestras - SCm_residuo)./(SCm_entremuestras+ (SCm_sesiones - SCm_residuo)./n); ; %5
hipotesis

%
%Análisis de significancias
%Distribución de contraste kn
%kn=sqrt(k)+0.12+0.11/sqrt(k); %general de parámetros conocidos,%Sig_a=1.358 a=0.05 para un nivel de confianza
del 95%
kn=sqrt(k)-0.01+0.85/sqrt(k); %Normal, %Sig_a=0.895 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%kn=sqrt(k)+0.12+0.11/sqrt(k); %Exponencial, %Sig_a=1.094 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%kn=sqrt(k) %Weibull k=10, %Sig_a=0.819 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%Weibull k=20, %Sig_a=0.843 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%Weibull k=50, %Sig_a=0.856 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%Weibull k=inf, %Sig_a=0.874 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95%
%kn=Sig_a/sqrt(k); %Kolmogorov-Smirnov, %Sig_a=1.36 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95% en dos muestras%
%Kolmogorov-Smirnov, %Sig_a=1.22 sesgo a=0.05 para un nivel de confianza del
95% en una muestras%
%kn=Sig_a/sqrt(k); % %Sig_a=0.886 Corrección de Lilliefors para Normalidad

Sig_a=0.895; % para a 0.05 en la distribución normal
Sig_Lilliefors=Sig_a/kn;
Sig_a=1.36;
Sig_K_S=Sig_a/sqrt(k);

Xordenado=zeros(n,m,k);
Xrango=zeros(n,m,k);
Fo=zeros(n,m,k);
Xmed=zeros(n,m);
Sig_ciclos=zeros(n,m);
%
if k~=1
for nj=1:m
for ni=1:n
um=Xm(ni,nj);
Xmed(ni,nj)=um;
sigma=DesvStan_sesiones(ni,nj);
%sigma=sqrt((nansum(Xc(ni,nj,:)-um).^2)/(k-1));
%sigma=Varianza_ciclos(ni,nj);
X_ordenado=sort(permute(Xc(ni,nj,:),[3 1 2]));
Xordenado(ni,nj,:)=permute(X_ordenado,[3 2 1]);
Ax=0;

```

```

        for nk=1:k
            Fo(ni,nj,nk)=-(0.5*(-1 - 1.0*erf(0.707107*(1/sigma^2)^(1/2)*(X_ordenado(nk,1) -
1.0*um))))./(sigma*(1/sigma^2)^(1/2));
            %Fo(ni,nj,nk)=normcdf(X_ordenado(nk,1),um,sigma);
            %Fc(ni,nj,nk)=fcdf(X_ordenado(nk,1),(k-1),(k*(n-1)));
            Sig_u(nk,1)=abs(nk/k-Fo(ni,nj,nk));
            Sig_u(nk,2)=abs(Fo(ni,nj,nk)-(nk-1)/k);
            Xi=find(X_ordenado==Xc(ni,nj,nk));
            if numel(Xi)~=1
                Ax=1+Ax;
                Xrango(ni,nj,nk)=Xi(Ax);
            else
                Xrango(ni,nj,nk)=find(X_ordenado==Xc(ni,nj,nk));
            end
            %Gexitos(ni,nj,n1)=X_ordenado(nj,:,1)==Xc(ni,nj,1);
        end
        Sig_ciclos(ni,nj)=max(max(Sig_u));
    end
end
else
end
%Sig<Sig_Lilliefors se acepta Ho %Sig>Sig_Lilliefors se rechaza Ho
%Sig<Sig_K_S se acepta Ho %Sig>Sig_K_S se rechaza Ho

%Análisis de rachas
for ni=1%:n
    for nj=1%:m
        %n1_pos=find(Xc(ni,nj,:)>=Mediana_sesiones(ni,nj));
        %n2_pos=find(Xc(ni,nj,:)<Mediana_sesiones(ni,nj));
        %n1=numel(n1_pos);
        %n2=numel(n2_pos);
        %Media_racha=(2*n1*n2/(n1+n2))+1;
        %Varianza_racha=sqrt((2*n1*n2*((2*n1*n2)-(n1+n2))/(((n1+n2)^2)*(n1+n2-1))));
    end
end

switch cse
    case 1
        switch typ
            case 'single'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_muestras_sesiones) ./ (SCm_entremuestras + (k - 1) *
SCm_muestras_sesiones);
            case 'k'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_muestras_sesiones) ./ SCm_entremuestras;
            otherwise
                error('Wrong value for input typ')
        end
    case 2
        switch typ
            case 'single'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_residuo) ./ (SCm_entremuestras + (k - 1) * SCm_residuo + k *
(SCm_sesiones - SCm_residuo) / n);
            case 'k'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_residuo) ./ (SCm_entremuestras + (SCm_sesiones - SCm_residuo) / n);
            otherwise
                error('Wrong value for input typ')
        end
    case 3
        switch typ
            case 'single'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_residuo) ./ (SCm_entremuestras + (k - 1) * SCm_residuo);
            case 'k'
                Icc = (SCm_entremuestras - SCm_residuo) ./ SCm_entremuestras;
            otherwise
                error('Wrong value for input typ')
        end
    otherwise
        error('Wrong value for input cse')
end

%%%%%%%%%%
%Coeficiente de correlación de Pearson

```

```

SCM=zeros(n,m,k);
me= repmat(nanmean(Xm),[n 1 k]);
SCT=nansum(nansum((Xc-me).^2),3);
for i=1:k
    SCM(:,:,i) = SCM(:,:,i)+(Xc(:,:,i)-Xm).^2;
end
SCM=nansum(nansum(SCM,3));
Pearson=1-SCM./SCT;
%SEM=DesvStan.*sqrt(1-Pearson) para un intervalo de confianza 99% Chang 1986
%SEM
%SEM=sqrt(SCm_entreposiciones).*sqrt(1-Icc);
SEM=sqrt(SCm_residuo);
SEM_repeticiones=SEM*sqrt(2);
%Incertidumbre=1.96*SEM
MD=1.96*SEM_repeticiones; %Cambio mínimo detectable a un nivel de confianza de 95%
for i=1:m
    %Percentil(:,i)=prctile(Xm(:,i),[25 50 75]);
    Percentil(:,i)=prctile(Xm(:,i),0:100);
end

%%%%%%%%%%

%Media=(max(Xm)+min(Xm))/2; %solo para la aceleración
IQR=Percentil(end,:)-Percentil(1,:); %Rango intercuartilico
CMC=1-S_residuo./S_total; %Coeficiente de correlación multiple por componentes
CMCm=1-SCm_residuo./SCm_total; %Coeficiente de correlación multiple de las medias cuadráticas por componentes

%Método CMC Kadaba et al 1989
SCME=SS_dentro_muestras./(n*(k-1));
SCMT=SS_total./(n*(k-1));
cmc=1-SCME./SCMT; %Coeficiente de correlación multiple por componentes en el plano

%Método de varianzas de medias Prueba Fisher(F)
MST=MS_entre/(k-1);
MSE=MS_intra/(k*(n-1));
F_test=MST./MSE; %F-statistic
for j=1:m
    Sig_F(1,j)=anova1(permute(Xc(:,j,:),[1 3 2]),',' , 'off');
end
%[p0,Table] = anovan(ranks,{anovaGroups}, 'linear',3,[], 'off');

Size_Effect=MS_entre./(MS_entre+MS_intra);

%Método de varianzas de medias Prueba Friedman(Q)
%Xrango: es la hipermatriz de rango ordenada de Xc
Sig_Q=zeros(1,m);
fxi=zeros(100,m);
xi=zeros(100,m);
Q_test=zeros(1,m);
nXr=size(Xrango);
if k~=1 && nXr(1)~=0
    Q_test(1,:)=(12/(n*k*(k+1))).*nansum((nansum(Xrango(:,:,:))).^2,3)-3*n*(k+1);
    for j=1:m
        Sig_Q(1,j) =friedman(permute(Xrango(:,j,:),[1 3 2]),1, 'off');
    end
    for j=1:m
        [fj,xj,bw] = ksdensity(Xmed(:,j));
        fxi(:,j)=fj;
        xi(:,j)=xj;
    end
else
    Q_test=[NaN NaN NaN];
    Sig_Q=[NaN NaN NaN];
end
end

```

