

**OBTENCIÓN EXPERIMENTAL DE FUNCIONES DE TRANSFERENCIA QUE  
RELACIONAN LA FUERZA APLICADA EN LOS MOVIMIENTOS BÁSICOS  
DE LA MANO CON LA ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA DEL  
ANTEBRAZO.**

**Por:**

**OSCAR EDUARDO PEREZ GAMBOA  
LAURA YAZMIN AMADO DUARTE**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISCOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2010**

**OBTENCIÓN EXPERIMENTAL DE FUNCIONES DE TRANSFERENCIA QUE  
RELACIONAN LA FUERZA APLICADA EN LOS MOVIMIENTOS BÁSICOS  
DE LA MANO CON LA ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA DEL  
ANTEBRAZO.**

**OSCAR EDUARDO PEREZ GAMBOA  
LAURA YAZMIN AMADO DUARTE**

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título  
de ingeniero electrónico

Director:

**Ph D. RODOLFO VILLAMIZAR MEJIA**

Codirector:

**Ing. CAMILO LEONARDO SANDOVAL**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISCOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA**

**2010**



## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
1. INTRODUCCIÓN	14
2. ANTECEDENTES	14
3. METODOLOGÍA	16
A. Diseño del Experimento	16
1.    Diseño del Instrumento de Medición de la Fuerza	16
2.    Adquisición de las Señales Fuerza y EMG	17
3.    Procesamiento de las Señales	17
a.    Procesado de Señal Fuerza	17
b.    Procesado de Señal EMG	18
4.    Identificación del Sistema	18
5.    Verificación	18
4. RESULTADOS	19
A. Base de Datos	19
B. Pasos Mínimos Requeridos para la Obtención de la Función de Transferencia	19
C. Análisis de error del modelo obtenido	19
D. Función de Transferencia	20
E. Validación	20
F. Caracterización Paramétrica	21
5. CONCLUSIONES	22
6. REFERENCIAS	22
ANEXOS	27



## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Amplitud de los movimientos	15
Tabla 2. Error medio cuadrático obtenido tras la verificación de cada uno de los modelos encontrados	20
Tabla 3. Errores de validación para cada uno de los movimientos de la mano	21
Tabla 4. Estadísticos e intervalo de confianza para el movimiento pronación.	22



## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Movimientos de la muñeca.	15
Figura 2. Movimientos del antebrazo	15
Figura 3. Diagrama de flujo donde se muestra la metodología paso a paso para el desarrollo la investigación.	16
Figura 4. Estructura para la medición de la variable fuerza	17
Figura 5. Diagrama de flujo para el procesado de la señal obtenido del sensor	17
Figura 6. Diagrama de flujo para el procesado de la señal EMG	18
Figura 7. Esquema de la programación realizada para la identificación de sistemas en la interfaz Labview®	18
Figura 8. Esquema de la base de datos	19
Figura 9. Ilustra los errores obtenidos para cada movimiento en el proceso de validación	21
Figura 10. Graficas que representa la variación de los polos y ceros con respecto a la media para el movimiento pronación	21
Figura 10. Función de transferencia generalizada para el movimiento pronación	22



## LISTA DE ANEXOS

	<b>Pág.</b>
Anexo A. Caracterización de los resortes, constantes $k_1$ y $k_2$	27
Anexo B. Intervalo de Confianza de las constantes para la caracterización de los resortes empleados en el experimento	35
Anexo C. Ecuación del Sensor de Distancia	36
Anexo D. Tablas de los parámetros de la función de transferencia para cada movimiento, con su respectiva ecuación	37



## RESUMEN

**TÍTULO:** OBTENCIÓN EXPERIMENTAL DE FUNCIONES DE TRANSFERENCIA QUE RELACIONAN LA FUERZA APLICADA EN LOS MOVIMIENTOS BÁSICOS DE LA MANO CON LA ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA DEL ANTEBRAZO<sup>1</sup>

**AUTORES:** Laura Yazmin Amado Duarte, Oscar Eduardo Pérez Gamboa<sup>2</sup>

**PALABRAS CLAVES:** Electromiografía (EMG), Estimación de la fuerza, Identificación de sistemas y Prótesis de antebrazo.

En este artículo es presentado el desarrollo de un experimento para identificar el sistema EMG-Fuerza muscular durante los movimientos básicos de la mano (flexión-extensión, abducción-aducción y pronación-supinación).

La obtención de modelos que relacionen tanto EMG como fuerza permite mejorar el control de prótesis, perfeccionando su funcionalidad y naturalidad. Por ello el presente proyecto buscó obtener experimentalmente una función de transferencia para cada movimiento a partir de las señales registradas de fuerza y EMG. Finalmente se evaluó la variación paramétrica para cada función bajo diferentes condiciones de trabajo.

La ejecución del proyecto se realizó mediante la siguiente metodología: primero se diseñó la instrumentación para la medición de la fuerza, la cual fue adquirida mediante el software *Labview* con una tarjeta de adquisición de datos NI (*National Instruments*). A su vez la señal EMG fue registrada con un electromiógrafo. Posteriormente las señales obtenidas fueron procesadas para realizar la identificación del sistema EMG-Fuerza y su respectiva verificación con *Labview*.

Como resultado de la implementación de la metodología propuesta se destacó la obtención del error medio cuadrático a partir de la verificación del modelo para cada movimiento, para el cual el movimiento de supinación arrojó el menor error (0.0001%) y el de pronación el mayor (4.6428%). Así mismo con base a la identificación del sistema fue obtenida una función de transferencia de segundo orden, la cual fue validada demostrando que efectivamente la relación EMG-Fuerza es un sistema de orden dos. Finalmente se realizó un análisis estadístico para la variación paramétrica de las funciones con respecto a la carga y al paciente, del cual se observó que los parámetros del modelo para cada movimiento seguían la media. Por tanto se concluyó que para cada movimiento de la mano la función de transferencia es generalizada de orden dos, independientemente del paciente o las condiciones de trabajo.

<sup>1</sup>Proyecto de grado desarrollado en la modalidad de investigación

<sup>2</sup>Facultad de ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica Electrónica y Telecomunicaciones. Director: PhD. Rodolfo Villamizar Mejía. Co-director: Ing. Camilo Leonardo Sandoval.



## ABSTRACT

**TITLE:** EXPERIMENTAL ACQUISITION OF TRANSFER FUNCTIONS RELATING APPLIED FORCE IN BASIC HAND MOVEMENTS WITH THE FOREARM ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY<sup>3</sup>

**AUTHORS:** Laura Yazmin Amado Duarte, Oscar Eduardo Pérez Gamboa<sup>4</sup>

**KEY WORDS:** Electromyography (EMG), Force estimation, System identification, Forearm prosthesis.

The development of an experiment to identify the EMG-Muscular force during basic hand movements (flexion-extension, abduction-adduction and pronation-supination) is presented on this article. Obtaining models that relate EMG with force can be used to improve prosthesis control by perfecting its functionality and nature. Because of this, the present project sought to obtain, experimentally, a transfer function for each movement based on some force and EMG signals previously acquired. Finally, the parametric variation of each function was evaluated for some operation conditions.

The Project was done using this methodology: First, force measurement hardware was designed, and the force itself was acquired using *LabView* with a National Instruments Data acquisition card. Alongside, The EMG signal was registered using an electromyograph. Then the obtained signals were processed to identify the EMG-force system and it was verified with *LabView*.

Mean quadratic error was obtained through model verification for each movement. Supination had the lowest error (0.0001%) and pronation had the highest (4.6428%). Through system identification a second order transfer function was obtained and validated. Finally a statistic analysis for parametric variation, using the load and the patient, of each function was implemented, obtaining a behavior close to the predicted mean. Thus, every hand movement and its EMG-force relation could be modeled with a second order transfer function, regardless of the patient or working conditions.

<sup>3</sup>Degree's Project developed for investigation purposes.

<sup>4</sup> Physical-Mechanical Faculty, Electric, Electronic and Telecommunications department. Director: PhD. Rodolfo Villamizar Mejía. Co-director. Ing. Camilo Leonardo Sandoval.



## Obtención Experimental de Funciones de Transferencia que Relacionan la Fuerza Aplicada en los Movimientos Básicos de la Mano con la Actividad Electromiográfica del Antebrazo.

**OSCAR EDUARDO PEREZ GAMBOA**

Ingeniero electrónico

Grupo de investigación CEMOS

Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Universidad Industrial de Santander

inge\_oscarperez@hotmail.com

**LAURA YAZMIN AMADO DUARTE**

Ingeniera electrónica

Grupo de investigación CEMOS

Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Universidad Industrial de Santander

lyad@hotmail.com

**RODOLFO VILLAMIZAR MEJIA**

Ph,D Tecnologías de Información

Grupo de investigación CEMOS

Escuela de ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Universidad Industrial de Santander

rodolfo.villamizar@gmail.com

### RESUMEN

En este artículo se presenta el desarrollo de un experimento para estimar la fuerza muscular en los movimientos básicos de la mano, a partir de la actividad electromiográfica del antebrazo. Inicialmente se muestran algunos conceptos básicos sobre electromiografía (EMG) y fuerza. Luego se trata la metodología establecida para ejecutar el experimento, empezando por el diseño del mismo, así como de la instrumentación que se utiliza para el censado de la fuerza. Seguidamente se efectúa la adquisición de señales EMG y fuerza por medio del software Labview y una tarjeta de adquisición de datos de NI (National Instrument). Posteriormente se identifica el sistema EMG-fuerza y se exponen los resultados obtenidos.

**PALABRAS CLAVE:** Electromiografía (EMG), Estimación de la Fuerza, Identificación de Sistemas y Prótesis de antebrazo.

### ABSTRACT

This article presents an experiment design to estimate the muscle force in hand's basic movements, parting from the arm's electromyography. At the beginning, some basic concepts about EMG and force are presented. Later on, the experimental methodology as well as the instrumentation is shown. Following it, the EMG signal is acquired through a National Instruments data acquisition card. Finally, the EMG-force system was identified, so the results are discussed.

**KEYWORDS:** Electromyography, Estimation of the Force, System identification, and Forearm prosthesis.

## 1. INTRODUCCIÓN

Las señales electromiográficas (EMG) contienen información valiosa sobre la fisiología y los patrones de activación muscular [1]. Es por ello que se han realizado numerosos estudios [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8] para extraer sus características en el dominio del tiempo y la frecuencia enfocándose principalmente en el reconocimiento de patrones de movimiento [9], [10], [11], [12].

El impacto de estas investigaciones se ve reflejado en la calidad de vida de los usuarios. Por ejemplo el mejoramiento de las prótesis mioeléctricas logrando que las personas discapacitadas suplan de manera más efectiva sus necesidades motoras en el desarrollo de sus actividades cotidianas, principalmente las que involucran los movimientos básicos de la mano (abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación).

Para el caso de las extremidades superiores dichos estudios se centran en el diseño de control mioeléctrico (es decir, basado en señales EMG) [13], [14], y no asocian variables como la velocidad y la fuerza. Este hecho limita el desarrollo y perfeccionamiento de sistemas de control, que pueden ser aplicados en diferentes dispositivos tales como prótesis, ortesis, exoesqueletos y demás posibilidades terapéuticas e investigativas relacionadas.

En este trabajo se presenta una propuesta para estimar la fuerza durante el desarrollo de los movimientos básicos de la mano a partir de la actividad EMG del antebrazo. Al respecto es poco el trabajo que se ha realizado y lo que más se reporta es la estimación de la fuerza de empuñadura de la mano [15], [16], [17].

De modo que la propuesta que aquí se presenta, se basó en la relación que existe entre la señal EMG y la fuerza muscular, ampliamente reportada en varios estudios [18], [19], [20], [21], [22] ya que a medida que aumenta el nivel de fuerza ejercida durante la contracción muscular, la morfología y las características de las ondas EMG cambian por acción de las unidades motoras (UM), como por ejemplo su amplitud aumenta.

Por consiguiente se lleva a cabo un experimento aplicado a ocho (8) pacientes que equivale al 10% de la población de estudio de

acuerdo a un protocolo de toma de datos [23], donde se especifica el estudio estadístico para determinar el tamaño de la muestra, y las consideraciones para la ubicación de electrodos en el paciente.

## 2. ANTECEDENTES

Las aplicaciones de las señales EMG son diversas tanto en el campo clínico como investigativo [24], [25], [26], debido a que contienen información sobre la actividad muscular [20]. De manera que la información aportada por las señales EMG se han implementado ampliamente en investigaciones relacionadas con el control mioeléctrico, la construcción de prótesis mioeléctricas, el estudio de las unidades motoras (UM) y la estimación de la fuerza muscular, entre otras.

La estimación de la fuerza muscular es obtenida ya sea por medición directa [17], [27], [28], proceso que se denomina dinamometría. Así como, con el uso de tecnologías de dinámica directa y dinámica inversa [29], [30], [31] y [32].

Otro método que se destaca en la literatura es la predicción de la fuerza y torques articulares, en diferentes partes del cuerpo, mediante el desarrollo de modelos matemáticos [33], que describen la relación EMG-fuerza, de la cual se ha dicho que puede ser de tipo lineal o no lineal [20], [34], [35], dependiendo de factores [35], [36] tanto fisiológicos [37], [19], como de los asociados al diseño del experimento, [38], [39]. Por tanto, se han desarrollado investigaciones que se fundamentan en el modelo del músculo de Hill [40], [41], [33], [42], [43], y toman el nivel de activación muscular (MAL) como entrada y salida la fuerza generada por los músculos como una función de la longitud del músculo y la velocidad de contracción [43], [63], [64], [44], [29]. También se plantean modelos paramétricos [45], [15], [46] y [47], de primer, segundo y tercer orden.

Por otra parte, se proponen modelos no paramétricos como las redes neuronales y algoritmos con la capacidad de tener en cuenta las no linealidades del sistema EMG-fuerza [48].

Sin embargo el problema de la realimentación es superado gracias a que el control es realizado

con señales EMG adaptadas a la capacidad residual del paciente.

En cuanto a las prótesis mioeléctricas y control mioeléctrico, se relacionan de manera directa, pues el control mioeléctrico es la base para el desarrollo de las prótesis constituye el puente entre sistema nervioso central (SNC) y el musculo.

El control mioeléctrico es la base para la construcción de prótesis mioeléctricas, y es realizado con las señales EMG adaptadas a la capacidad residual del paciente [49], [50], [51]. De este modo se han elaborado prótesis enfocadas en las extremidades superiores [52], [53], [54] para controlar movimientos como cierre y apertura y agarre de la mano y también movimientos de los dedos. Sin embargo, se destaca el trabajo hecho en [55], en el que se coordinan los movimientos de pronación-supinación, flexión-extensión y aducción - abducción, aproximándose más al comportamiento de una mano real.

El estudio de la unidad motora que se presenta en [56], [57], [58] y [59], comprende la observación de sus patrones de activación ante diferentes niveles de fuerza, generados por el musculo como respuesta a un estímulo, voluntario o no.

El músculo responde ante un estímulo del SNC a través de su contracción, generando fuerza y a su vez dando paso al movimiento. Esto es posible gracias a la unidad motora (UM) que constituye el puente entre el SNC y el músculo [60].

Las unidades motoras compuestas por una moto neurona y las fibras musculares que esta inerva, se activan, produciendo potenciales de acción que recorren las fibras musculares para que éstas se contraigan [61]. Los potenciales de acción son impulsos eléctricos que caracterizan el comportamiento de la UM y representan lo que se denomina como señales EMG (electromiográficas) [20].

Las señales EMG son de naturaleza estocástica, aleatoria y no estacionaria, se caracteriza por tener una banda útil de energía comprendida entre 50 y 150 Hz y sus valores típicos de tensión oscilan entre 0 y 10 mV pico-pico [62], [63].

De acuerdo a lo anterior y a manera de orientar al lector en la presente investigación se definen

los movimientos realizados. Estos movimientos se describen como los llevados a cabo por la muñeca (Figura 1), cuando esta, partiendo de la posición cero dirige la mano hacia arriba (extensión) y hacia abajo, (flexión) y los originados por la aproximación o alejamiento de la mano al cuerpo, conocidos como aducción y abducción respectivamente [64]. Los producidos por la rotación del antebrazo (Figura 2), cuando la palma de la mano se encuentra hacia arriba (supinación), y el movimiento contrario palma hacia abajo (pronación) [64]. Además cada movimiento se caracteriza por su amplitud en grados, registradas en la tabla 1.

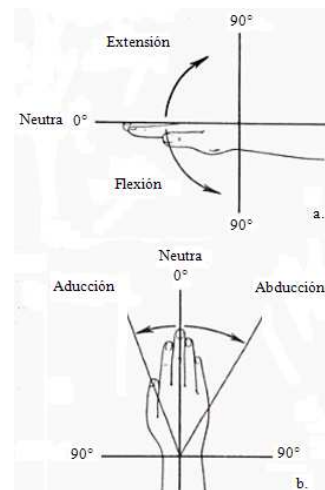


Figura 11. Movimientos de la muñeca. (a) Flexión y Extensión. (b) Aducción y Abducción Adaptado de [64].

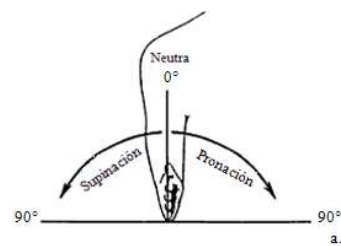


Figura 12. Movimientos del antebrazo. Adaptado de [64].

Movimiento	Amplitud (grados)
Abducción	6
Aducción	7
Flexión	5
Extensión	6
Pronación	50
Supinación	50

Tabla 1. Amplitud de los movimientos [23].



Figura 13. Diagrama de flujo donde se muestra la metodología paso a paso para el desarrollo de la investigación. Fuente: Autores.

### 3. METODOLOGIA PARA EL DESARROLLO DEL PROYECTO

Luego de una revisión bibliográfica<sup>5</sup> se desarrolló el presente estudio según los pasos mostrados en la Figura 3. En ella se observan dos principales procesos que se constituyen como ejes metodológicos: el diseño del experimento y la identificación del sistema.

#### A. Diseño del Experimento

El objetivo principal del diseño del experimento fue planear y desarrollar la ingeniería básica requerida para obtener las señales de estudio y posterior identificación del sistema EMG-fuerza. En este proceso existieron tres pilares fundamentales: Medición de la Fuerza, Adquisición de las Señales EMG-fuerza y Procesamiento de estas señales. El experimento se realizó para dos cargas diferentes con el fin de hacer una estimación paramétrica e inspeccionar las posibles variaciones en los resultados obtenidos.

##### 1) Diseño del Instrumento de Medición de la Fuerza

Dado que no se disponía de un dispositivo que permitiera medir una fuerza aplicada de alrededor de 20 N en movimientos angulares de amplitudes considerables (tabla 1). Para la solución de esta necesidad se tomó como punto de partida la revisión bibliográfica donde se encontraron referencias [29] y [30], en las que se realiza la medición de la fuerza en las extremidades inferiores de un paciente. Por tales razones fue necesario el diseño y construcción de un instrumento (Figura 4) que permitiera a un paciente determinado ejercer los movimientos requeridos para el estudio y a su vez registrara la fuerza generada por los músculos del antebrazo.

Dichos movimientos de tipo angular, fueron transformados en lineales por medio de un arreglo conformado por guayas y poleas, estratégicamente ubicadas dentro de una estructura en forma de cubo, lo suficientemente grande para permitir los movimientos requeridos, además esta ubicada en un marco móvil que permite ajustar el sistema a la fisionomía del paciente.

Las guayas fueron acopladas a un sistema basado en resortes de manera que el esquema utilizado fuera compatible con el modelo de Hill [40], [41], enunciado en diversas investigaciones.

<sup>5</sup> IEEE, Springer Link, Science Direct y Isi Web of Knowledge



Figura 14. Estructura para la medición de la variable fuerza. Fuente: Autores.

La estructura también cuenta con un sensor óptico (SHARP GP2D120XJ00F) que se seleccionó teniendo en cuenta las distancias a registrar y un voltaje de alimentación entre 0 y 5 volts, además de otras características de desempeño. Este sensor está ubicado de forma que registra la deformación del sistema de resortes, generado por la tensión aplicada a las guaya. La mano del paciente es acoplada a la estructura por medio de un agarre

Finalmente teniendo la distancia medida por el sensor y la constante de elasticidad del sistema de resortes (anexo A) se obtiene por la ley de Hooke [65], la fuerza aplicada en los movimientos que se encuentra en valores

## 2) Adquisición de las señales de fuerza y EMG.

El instrumento de medición diseñado cumple con la función de entregar una señal eléctrica tomada por la tarjeta de adquisición NI USB 6009 de *National Instrument*, para ser almacenada y posteriormente procesada. Esta señal oscila entre 0 y 5 V y es adquirida a una tasa de muestreo de 1 kHz.

Para llevar a cabo esta adquisición se realizó un algoritmo que permite especificar el lugar de almacenamiento de las señales en formato “.lvm”, el punto de inicio y el tiempo de adquisición. Estas dos últimas características son importantes para posteriormente poder sincronizar las señales adquiridas.

De otro lado, la señal EMG es adquirida mediante el uso del Biopac modelo MP30B-CE, a través de electrodos no invasivos y pre procesada por el software *Biopac Student Pro®* en el que se integra la señal para obtener la envolvente, y el cual me permite especificar la ubicación y el formato de la señal que para facilidad de lectura se eligió “.txt”.

### 3) Procesamiento de señales

Una vez adquiridas las señales de interés (fuerza y EMG) se hace necesario un procesado para así tener señales adecuadas para la identificación

#### a. Procesamiento señal fuerza

La señal obtenida del sensor óptico es una señal de voltaje que necesita ser transformada en distancia. Para tal efecto se somete a un tratamiento como se muestra en la Figura 5 que consta de las siguientes etapas:

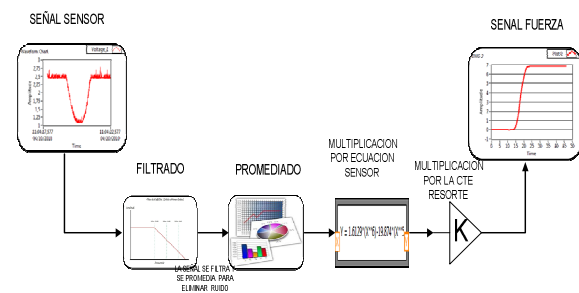


Figura 15. Diagrama de flujo para el procesamiento de la señal obtenida del sensor. Fuente: Autores.

- Filtrado: la señal se filtra a una frecuencia de 10 Hz con un filtro pasa bajas Butterworth de orden 3, [66].
- Promediado: la señal se promedia para suavizar y eliminar variaciones de bajo nivel debido al ruido inherente a la toma de datos.
- Multiplicación por la ecuación del sensor: la señal filtrada y promediada se multiplica por la ecuación obtenida de la caracterización del sensor (anexo A), para así tener como resultado distancia o desplazamiento del resorte.
- Multiplicación por la constante del resorte: teniendo la deformación del resorte se

procede finalmente a multiplicar la señal por la constante del resorte teniendo así la señal fuerza, posteriormente se sostiene en el nivel de mayor amplitud que para K1 está alrededor de 10,98 N y para K2 alrededor de 21,87 N

### b. Procesado señal EMG

Este proceso se presenta en la Figura 6, que consta de las siguientes etapas

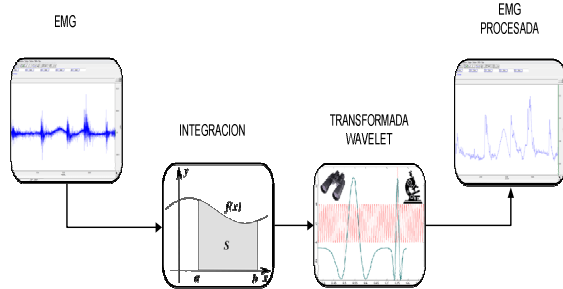


Figura 16. Diagrama de flujo para el procesamiento de la señal EMG. Fuente: Autores.

- Integración: la señal EMG es integrada para obtener la envolvente, que es una señal más adecuada para el presente estudio puesto que lo que se pretende relacionar es la amplitud de esta señal. Además la integral de esta señal es conocida como tono muscular [67].
- Transformada Wavelet: la transformada wavelet es aplicada a la señal como proceso de filtrado, eliminando así ruido y cambios abruptos en los niveles de la señal [12], [9]. Este proceso es conveniente debido a la existencia de ruidos como el ruido ambiente, el ruido debido al movimiento de los electrodos y el *cross-Talk* que es la interferencia producida por las señales eléctricas de músculos cercanos a la ubicación de los electrodos [68],[24].

### 4) Identificación del Sistema

Los diferentes modelos existentes para la identificación paramétrica de un sistema [69] [70], en caso de ser posible su representación mediante una estructura matemática, son encontrados en el *Express model estimación* de la paleta de herramientas Control Design & Simulation de Labview® junto con su descripción [71].

El modelado del sistema EMG-fuerza se dispone como señal de entrada la integral de la señal EMG y como señal de salida, la fuerza ejercida en el movimiento sostenida en el punto máximo de este. Para la identificación, se tomó únicamente el transitorio, parte de interés para el estudio. La longitud óptima de las señales se determinó ensayando diferentes longitudes y escogiendo las que generaran un error aceptable para la estimación del modelo.

Finalmente mediante el *Tool Kit System Identifications* se realiza una estimación paramétrica, utilizando el método OE (*output error*) para un sistema SISO (*single input single output*) concluyendo así la identificación.

En esta etapa, se tiene como resultado la función de transferencia, el diagrama de polos y ceros, la verificación del modelo obtenido y el error medio cuadrático. El algoritmo implementado en Labview® se muestra en la figura, 7 donde se especifica las partes del programa y se observan cada uno de los VIs utilizados.

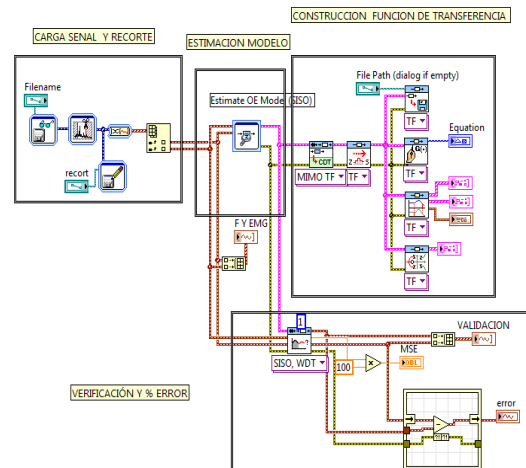


Figura 17. Esquema de la programación realizada para la identificación de sistemas en la interfaz Labview®. Fuente: Autores

Mediante el software *Labview®* se realizaron todos los pasos requeridos para, almacenar, procesar, sincronizar y compilar las señales y lograr la identificación del sistema

### 5) Verificación

Como se muestra en la Figura 8 la verificación del sistema se lleva a cabo en el *SI Model Prediction VI* de Labview®, donde el algoritmo

compara la respuesta del experimento con la respuesta obtenida del modelo encontrado, y a su vez, calcula el % de error medio cuadrático, resultando los datos mostrados en el Ítem 4.c “Análisis del error del modelo obtenido”

## 4. RESULTADOS

### A. Base de datos

Uno de los aportes importantes de este experimento es una base de datos de gran utilidad para futuras investigaciones, la cual está conformada por los siguientes campos: señales Fuerza, EMG, medidas antropométricas, funciones de transferencia para cada uno de los movimientos de la mano de cada uno de los pacientes involucrados en el estudio.

La base de datos está compuesta por una carpeta madre, en la cual hay una subcarpeta para cada paciente con las señales mencionadas anteriormente, obtenidas de cada movimiento, organizadas dentro de una carpeta para la constante  $k_1$  y otra para la constante  $k_2$ .

Además en la carpeta madre se halla un documento de instrucciones para el manejo de la base de datos y una hoja de cálculo de Excel. En la hoja de cálculo se encuentran las medidas antropométricas de los pacientes y un directorio que permite ubicar o abrir de manera automática el archivo correspondiente a cada señal que se desee observar, de acuerdo a los siguientes parámetros de selección: número del paciente, constante, movimiento y tipo de señal (figura 8).

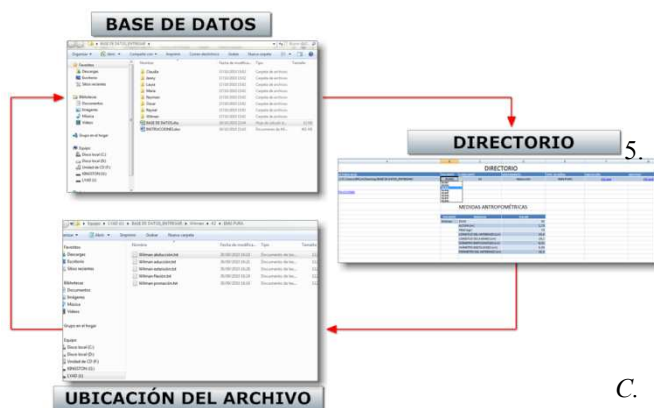


Figura 18. Esquema de la base de datos.

Fuente: Autores

### B. Pasos mínimos requeridos para la obtención de la función de transferencia.

La realimentación del estudio permitió identificar una secuencia básica para obtener la función de transferencia para un paciente, descrita en los siguientes 5 pasos:

1. Preparación del paciente: Corresponde al punto de partida del experimento en el que se identifica la posición idónea de los electrodos en el cuerpo del paciente para la toma de la señal electromiográfica. Igualmente, se realiza la toma de medidas antropométricas y la familiarización del paciente con los movimientos básicos de la mano.
2. Calibración de los elementos de medida: Una vez ubicados los electrodos se realiza una prueba en la que se pide al paciente que realice todos los movimientos y se verifica el registro de actividad electromiográfica. De igual forma se realiza para la medida de la fuerza en la estructura.
3. Toma y almacenamiento de datos. Es el punto en el que se adquieren los datos para cada uno de los movimientos de manera definitiva y se define su denominación y ubicación. Para tal fin se ejecuta el programa de adquisición de señales diseñado por los autores.
4. Pre-procesamiento de las señales obtenidas. Se toman las señales registradas, se procesan y se sincronizan en un mismo archivo para su posterior identificación. Se ejecuta el programa de compilación de señales.
5. Identificación del Sistema. Para obtener la función de transferencia se ejecuta el programa de identificación en el que se recorta la señal, ubicando solo el transitorio, se define el orden del sistema y el método de identificación.

### C. Análisis de error del modelo obtenido

Como resultado de ejecutar el programa de identificación para cada uno de los pacientes y para dos constantes de resortes se obtienen un modelo de la función de

PACIENTE	Const.	%E Flexión	%E Extensión	%E Pronación	E% Supinación	E% Aducción	E% Abducción
PACIENTE 1	K1	0.1073	1.9398	0.3407	NC	0.1788	0.2446
	K2	0.9801	1.8423	0.6949	NC	0.5574	0.4638
PACIENTE 2	k1	1.1734	1.3149	0.3911	NC	0.5877	0.1581
	k2	0.2631	1.8977	0.7278	0.0001	0.7998	0.261
PACIENTE 3	k1	0.4629	0.2068	0.3936	0.4077	0.1331	1.035
	k2	0.6482	0.7395	1.4083	0.9898	1.0767	1.1653
PACIENTE 4	k1	1.1524	0.8948	4.6428	0.2363	0.5938	0.4933
	k2	1.8059	0.4782	1.1925	1.4985	2.0087	0.7878
PACIENTE 5	k1	0.5902	0.2978	0.9688	NC	0.1097	0.1601
	k2	0.4059	0.5118	1.5491	NC	1.8803	2.8314
PACIENTE 6	k1	0.072	0.3235	0.4666	0.0907	0.5052	0.1047
	k2	1.039	0.9574	0.308	1.1106	0.9882	1.7401
PACIENTE 7	k1	1.4421	0.2692	0.3968	0.5088	0.2008	0.025
	k2	1.409	1.8191	1.6277	1.0943	0.1752	2.061
PACIENTE 8	k1	0.4195	0.05333	0.022	0.1284	0.3601	0.3873
	k2	0.4341	0.4364	1.1556	1.3467	0.1637	0.3196
ERROR MAXIMO		1.8059	1.9398	4.6428	1.4985	2.0087	2.8314
<b>PROMEDIO</b>	<b>0.791793494</b>	<b>0.77531875</b>	<b>0.873908125</b>	<b>1.01789375</b>	<b>0.673809091</b>	<b>0.64495</b>	<b>0.76488125</b>

Tabla2. Error medio cuadrático obtenido tras la verificación de cada uno de los modelos encontrados.  
Fuente: Autores

transferencia y un error medio cuadrático entre la fuerza simulada y la experimental al excitar con la misma señal electromiográfica. En la tabla 1, se presentan los errores calculados al verificar las funciones de transferencia obtenidas, así como el error máximo para cada movimiento

De esta tabla se obtiene que el error para la verificación de cada modelo encontrado en promedio 0,792%, además el movimiento con mayor error es pronación con 4,642%, y el movimiento con menor error es aducción con 2,008%. Se concluye que el experimento está realmente identificando el sistema caracterizado.

#### D. Función de Transferencia

Uno de los resultados más importantes obtenidos en el presente estudio es que la relación entre la actividad EMG – fuerza es descrita por una función de transferencia de segundo orden como la presentada en la ecuación 1:

$$\frac{F(s)}{EMG(s)} = \frac{(s+\alpha)(s+\beta)}{(s+\gamma)(s+z)}$$

Ecuación 1. Función de Transferencia F(s)/EMG(s) donde F(s) es fuerza y EMG(s) es actividad electromiográfica

#### E. Validación

Existen evidencias bibliográficas en las que se afirma que la caracterización del sistema que conforma los miembros superiores se encuentra descrita por una ecuación de segundo orden [45], [47]. De la misma manera, estudios realizados para determinar la relación actividad EMG-fuerza de la flexión del tobillo concluye que este sistema puede ser modelado por una ecuación del mismo tipo [46].

Partiendo del estudio estas premisas se avanzó en la metodología propia de validación, tomando registros (diferentes a los ya tomados) de un paciente, que realice dos veces el mismo movimiento

Los registros correspondientes al primer movimiento se utilizan para obtener la función de transferencia y el registro del movimiento repetido para comparar la señal entregada al estimular la función de transferencia también se realiza el cálculo del error medio cuadrático. En la Figura 9 se muestra cada una de las señales

registradas y simuladas para cada uno de los movimientos de la mano.

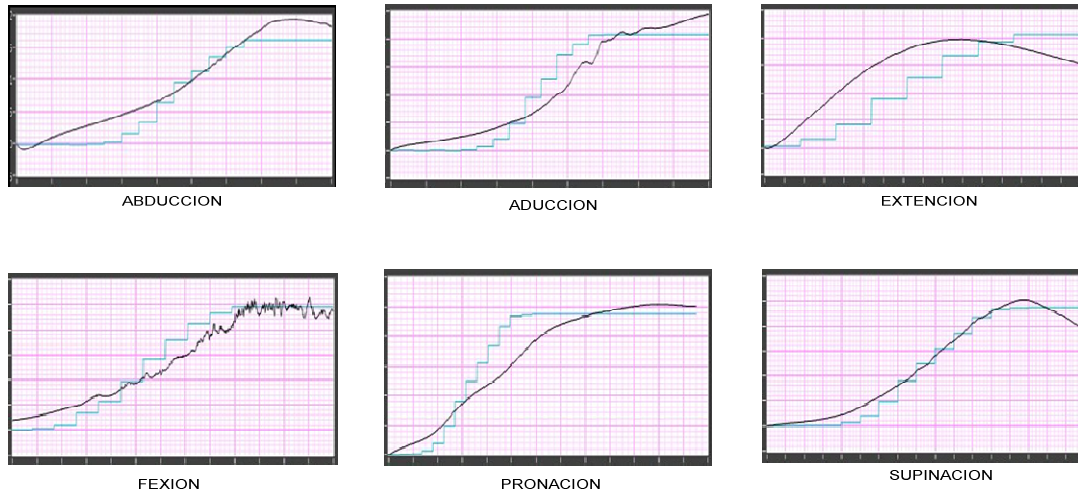


Figura 19. Ilustra los errores obtenidos para cada movimiento en el proceso de validación.

Movimiento	%Error
Abducción	4,983
Aducción	7,1938
Pronación	9,8564
Supinación	2,4889
Flexión	6,5325
Extensión	26,4664

Tabla 3 Errores de validación para cada uno de los movimientos de la mano. Fuente: Autores

*F. Caracterización Paramétrica*

Como se mostró en el ítem anterior, se asume que el modelado del sistema EMG-fuerza para los movimientos de la mano es efectivamente una ecuación de orden dos. Este hallazgo permite el análisis de la variación paramétrica existente de un paciente a otro y de una carga a otra para cada uno de los movimientos estudiados.

Para tal efecto, se realizó un análisis estadístico en el que se observa la variación en la ubicación de los polos y ceros para cada movimiento. Se muestra a continuación el análisis realizado para pronación, que tiene los % de error más altos en la obtención de la función de transferencia. El Anexo D contiene el estudio de los movimientos restantes.

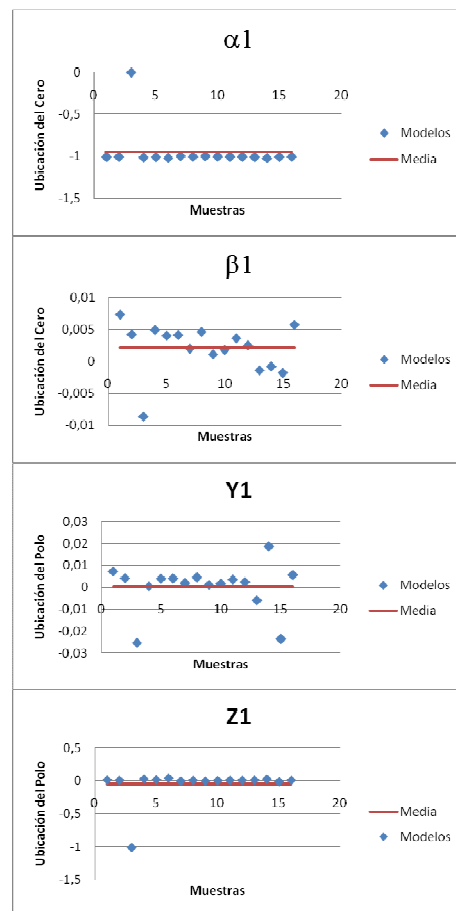


Figura 20. Graficas que representa la variación de los polos y ceros con respecto a la media para el movimiento pronación. Fuente: Autores

Con base en lo observado en la Figura 10, la variación de la ubicación de los polos tiende hacia la media, y se puede plantear una función de transferencia que puede plantear una función de transferencia general para el movimiento de pronación puesto que no hay variaciones considerables con respecto a pacientes y tampoco con respecto a la carga.

La tabla 4 registra las estimaciones estadísticas calculadas, que apoyan el supuesto anterior. A partir de esas estimaciones se logra definir una función de transferencia general para el movimiento de pronación mostrada en la Figura 11 con un nivel de confianza del 95%.

		$\alpha$	$\beta$	$\gamma$	$z$
Estimadores Puntuales	Desv. Estándar	0,252	0,257	0,011	0,004
	Media	-0,945	-0,053	0,0003	0,002
Intervalo de Confianza para la Media	Lim. Superior	-0,902	-0,009	0,002	0,003
	Lim. Inferior	-0,987	-0,096	-0,001	0,001

Tabla 4. Estadísticos e intervalo de confianza para el movimiento pronación. Fuente: Autores

$$G(s) = \frac{(s - 1,0164)(s + 0,0119)}{(s + (0,0032 \pm 1,7629))}$$

Figura 21. Función de transferencia generalizada para el movimiento pronación. Fuente: Autores.

## 5. CONCLUSIONES

La caracterización paramétrica de la función de transferencia para el sistema EMG- fuerza permite encontrar para cada movimiento de la mano una función de transferencia de segundo orden generalizada con un intervalo de confianza específico para la variación de los polos y ceros de esta

La obtención del modelo que relacione las señales electromiográficas del músculo del antebrazo y la fuerza ejercida en los movimientos de la mano, constituye un importante avance en la construcción de la información básica que permitirá el mejoramiento de diversos dispositivos, terapias y en general aplicaciones físicas y médicas como: prótesis, ortesis, exoesqueletos, entre otros.

La amplitud encontrada para la fuerza ejercida por los movimientos de la mano se encuentra entre 10 y 20 N, mediciones acordes a los valores establecidos en investigaciones pares estudiadas en el estado del arte, con base en esto se puede afirmar que el instrumento diseñado es un prototipo adecuado para este tipo de medidas

La preparación de las señales registradas, y posterior obtención de la función de transferencia es un proceso sistemático que consta de 5 pasos mínimos requeridos a saber: Preparación del paciente, Calibración de los elementos de medida Toma y almacenamiento de datos, Pre-procesamiento de las señales obtenidas, e Identificación del Sistema

La presente investigación se convierte en un punto de referencia para futuros estudios. Ya que la revisión del estado del arte evidencio que no hay trabajos que midan de forma cuantitativa la fuerza ejercida en los movimientos de la mano, por medio de actividad EMG.

## 6. REFERENCIAS

- [1] Andrés Felipe Ruíz Olaya, “Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor,” 2008.
- [2] F.D. Farfán, J.F. Carmelo, and J.C. Politti, “Evaluación de Patrones Temporales y Espectrales para el Control Mieléctrico,” *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*, vol. 095BM, 2005, pp. 1-4.
- [3] H.A. Romo, J.C. Realpe, and P.E. Jojoa, “Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano Surface EMG Signals Analysis and Its Applications in Hand Prosthesis Control,” *Avances en Sistemas e Informática*, vol. 4, 2007.
- [4] M.B.I. Raez, M.S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications.,” *Biological procedures online*, vol. 8, Jan. 2006, pp. 11-35.
- [5] D. Roman-Liu and M. Konarska, “Characteristics of power spectrum density

- function of EMG during muscle contraction below 30%MVC.," *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 19, Oct. 2009, pp. 864-74.
- [6] P. Bioeléctricas, "Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas," *An. sist. Sanit. Navar*, vol. 32, 2009, pp. 1-18.
- [7] J. Baquero and S. Eduardo, "Reconocimiento de Patrones de Movimiento del Sistema Fisiológico Brazo-Antebrazo, a Partir de Señales Electromiográficas," 2004.
- [8] W. Ping, B. Jiali, X. Qiang, and I. Bruce, "Evidence for schema theory from surface electromyography: an artificial neural network approach.," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 5, Jan. 2005, pp. 5435-8.
- [9] F. Vargas and J. Navarro, "Diseño de una Interfaz Electrónica para el Reconocimiento de Patrones EMG para Prótesis de Mano," 2008.
- [10] M. Khezri and M. Jahed, "An exploratory study to design a novel hand movement identification system," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 39, 2009, pp. 1-10.
- [11] A. Gaufriau, S. Pascual, C. Doncarli, D. Farina, and M. Lucas, "Multi-channel surface EMG classification using support vector machines and signal-based wavelet optimization," *Biomedical Signal Processing And Control*, vol. 3, 2008, pp. 1-6.
- [12] K. Englehart, B. Hudgins, and P. a Parker, "A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control.," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 48, Mar. 2001, pp. 302-11.
- [13] C. Castellini, A.E. Fiorilla, and G. Sandini, "Multi-subject/daily-life activity EMG-based control of mechanical hands.," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 6, Jan. 2009, p. 41.
- [14] M. Zecca, S. Micera, M.C. Carrozza, and P. Dario, "Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 30, 2002, pp. 1-28.
- [15] W. Hou, Y. Jiang, J. Zheng, X. Zheng, and C. Peng, "Handgrip Force Estimation Based on a Method Using Surface Electromyography (sEMG) of Extensor Carpi Radialis Longus," *IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, 2007, pp. 1-7.
- [16] M. Wininger, "Pressure signature of forearm as predictor of grip force," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, Dec. 2008, pp. 1-19.
- [17] K. Nagata, T. Nakano, K. Magatani, and M. Yamada, "Estimation of muscle strength during motion recognition using multichannel surface EMG signals.," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2008, Jan. 2008, pp. 351-4.
- [18] M.A.V. Aparicio, "Electromiografía cinesiológica," *Rehabilitación*, vol. 39, 2005, pp. 1-10.
- [19] R. Toranzo, "Caracterización Electromiográfica en Sujetos Sanos Mediante el Método de Análisis de Turns," *Rev Cubana Invest Biomed*, vol. 18, 1999, pp. 1-10.
- [20] C.M. Jouvencel, "La Electromiografía de Superficie en la Prevención de la Fatiga Muscular," 2005.
- [21] P. a Kaplanis, C.S. Pattichis, L.J. Hadjileontiadis, and V.C. Roberts, "Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction.," *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society*

- of *Electrophysiological Kinesiology*, vol. 19, Feb. 2009, pp. 157-71.
- [22] A. Fogeda and R. Minguillón, "Relación entre la fuerza y la electromiografía (EMG) del vasto interno del cuádriceps, en movimientos de media sentadilla con carga," *Biomecánica*, vol. 14, 2006, pp. 12-16.
- [23] C. Sandoval, R. Villamizar, and C. Predraza, "Caracterización del Comportamiento Dinámico de los Movimientos Básicos de la Mano, a partir de la Actividad Electromiográfica del Antebrazo -Protocolo para la toma de datos," 2009, pp. 1-8.
- [24] P. Konrad, "The ABC of EMG, A Practical Introduction to kinesiological Electromyography," *Signal Processing*, 2005, pp. 1-60.
- [25] J.M. Lois, "Principios biomecánicos para la supresión del temblor por medios ortésicos Tesis Doctoral," 2009.
- [26] M. Martínez and M.A. Villanueva, "Evaluación de la Función de la Función Neuromuscular Mediante Electromiografía Multicanal en Procesos de Rehabilitación Motora," *TECNODISCAT*, 2009, pp. 28-33.
- [27] B. Wimer, R.G. Dong, D.E. Welcome, C. Warren, and T.W. McDowell, "Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle.," *Medical engineering & physics*, vol. 31, Jul. 2009, pp. 695-704.
- [28] L. Bisio, G. Gutierrez, and A. Marquez, "Diseño de un dinamómetro para la evaluación objetiva de los músculos motores del brazo," *Revista Chilena de Terapia Ocupacional*, vol. 8, 2008.
- [29] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A.J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, Feb. 2007, pp. 131-54.
- [30] C. Díaz, A. Torres, J. Ramírez, L. García, and Á. Natalia, "Descripción De un Dispositivo DestinaDo al análisis De la marcha en Dos Dimensiones , cinemeD," *Revista EIA*, vol. 5, 2006, pp. 85-92.
- [31] a Godfrey, R. Conway, D. Meagher, and G. O'Laighin, "Direct measurement of human movement by accelerometry.," *Medical engineering & physics*, vol. 30, Dec. 2008, pp. 1364-86.
- [32] T. Torres, T.A. Perini, G.L.D. Oliveira, and S. Ornellas, "Interpretation of the mechanisms related to the muscular strength gradation through accelerometry," *Rev Bras Med Esporte*, vol. 11, 2005, pp. 287-291.
- [33] J. Perry and G. Bekey, "EMG-Force Relationships in Skeletal Muscle," 1981, pp. 1-23.
- [34] D.A. Gabriel and G. Kamen, "Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, 2009, pp. 437-448.
- [35] D. Staudenmann, K. Roeleveld, D.F. Stegeman, and J.H.V. Dieën, "Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, 2010, pp. 375-387.
- [36] C. Disselhorst-Klug, T. Schmitz-Rode, and G. Rau, "Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 24, Mar. 2009, pp. 225-35.
- [37] D. Farina, R. Merletti, and R.M. Enoka, "The extraction of neural strategies from the surface EMG.," *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, vol. 96, Apr. 2004, pp. 1486-95.
- [38] L. Mesin, R. Merletti, and A. Rainoldi, "Surface EMG : The issue of electrode location," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, 2009, pp. 719-726.



- [39] D. Staudenmann, I. Kingma, D.F. Stegeman, and J.H.V. Diee, "Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation : a high density EMG study," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, 2005, pp. 1-11.
- [40] Z. González, "Estimación de la potencia muscular, mediante las constantes dinámicas de Hill, para el músculo entrenado," 2005, pp. 1-10.
- [41] F. Pérez, A. Martínez, and J. Azuaje, "Modelo biomecánico de la generación de fuerza muscular en condiciones isométrica y tetánica," *Medicina*, 2007, pp. 1-3.
- [42] S.E. Rodrigo, J.A. Ambrósio<sup>o</sup>, and O. Penisi, "Análisis Dinámico Inverso de Modelos Biomecánicos Espaciales del Cuerpo Humano," *Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, vol. 8, 2007, pp. 1-10.
- [43] A.M. Polanco and C.F. Rodríguez, "Modelo Dinámico de los Movimientos Humanos," *Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, vol. 8, 2007.
- [44] G. Barrientos, L. Quiroz, D. Molina, S. Roa, and E. Saenz, "Simulación numérica del movimiento de abducción del hombro," *Revista Iberoamericana*, vol. 10, 2006, pp. 13-24.
- [45] G.C. Agarwal, L.R. Cecchini, and G.L. Gottlieb, "Further Observations on the Relationship of EMG and Muscle Force," *Seventh Annual Conference on Manual Control. NASA*, 1972, pp. 1-4.
- [46] J. Bobet, E.R. Gossen, and R.B. Stein, "A Comparison of Models of Force Production During Stimulated Isometric Ankle Dorsiflexion in Humans," *Rehabilitation*, vol. 13, 2005, pp. 444-451.
- [47] T. Ito, E.Z. Murano, and H. Gomi, "Fast force-generation dynamics of human articular muscles," *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, vol. 96, Jun. 2004, pp. 2318-24; discussion 2317.
- [48] F. Mobasser, J.M. Eklund, and K. Hashtrudi-Zaad, "Estimation of elbow-induced wrist force with EMG signals using fast orthogonal search," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 54, Apr. 2007, pp. 683-93.
- [49] I. Saunders and S. Vijayakumar, *A Closed-Loop Prosthetic Hand : The Development of a Novel Manipulandum for Understanding Sensorimotor Learning*, 2009.
- [50] H.S. Ryait, A.S. Arora, and R. Agarwal, "Study of issues in the development of surface EMG controlled human hand," *Journal of materials science. Materials in medicine*, vol. 20 Suppl 1, Dec. 2009, pp. 1-12.
- [51] A. Alonso, R. Hornero, P. Espino, R. De La Rosa, and L. Liptak, "Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano," vol. 13, 2002, pp. 1-9.
- [52] H.S. Ryait, A.S. Arora, and R. Agarwal, "Interpretations of Wrist/Grip Operations From SEMG Signals at Different Locations on Arm," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 4, Apr. 2010, pp. 101-111.
- [53] Y. Su, M.H. Fisher, a Wolczowski, G.D. Bell, D. Burn, and R. Gao, "Towards an EMG Controlled Prosthetic Hand Using a 3D Electromagnetic Positioning System," *2005 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*, 2005, pp. 261-266.
- [54] D.-peng Yang, J.-dong Zhao, Y.-kun Gu, X.-qing Wang, N. Li, and L. Jiang, "An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals," *Journal of Bionic Engineering*, vol. 6, 2009, pp. 255-263.
- [55] R.A.R.C. Gopura and K. Kiguchi, "Electromyography (EMG)-signal based fuzzy-neuro control of a 3 degrees of freedom (3DOF) exoskeleton robot for human upper-limb motion assist," *Journal of the National Science Foundation of Sri Lanka*, vol. 37, Dec. 2009, pp. 241-248.



- [56] P. Zhou and Z. Rymer, "A Simulation Study of Motor Unit Electrical and Mechanical Relations for the First Dorsal Interosseous Muscle in Man," *Proceedings of the 25 Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2003, pp. 1-4.
- [57] J. Hogrel, "Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, 2003, pp. 417-423.
- [58] L.A.C. Kallenberg and H.J. Hermens, "Behaviour of a surface EMG based measure for motor control : Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, 2008, pp. 780-788.
- [59] V. Linnamo, T. Moritani, C. Nicol, and P.V. Komi, "Motor unit activation patterns during isometric , concentric and eccentric actions at different force levels," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, 2003, pp. 93-101.
- [60] "Módulo 11: Morfofisiología Músculos."
- [61] G. Pocock, *Fisiología Humana: La base de la Medicina: la base de la medicina*, Elsevier España, 2005.
- [62] N. González and M. Letelier, "Retardo Electromiográfico en Musculatura Flexors de Rodilla en Pacientes Post-Operados del Ligamento Cruzado," 2005.
- [63] U. Norte and J. Torres, "Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas," *Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology*, 2007, pp. 1-6.
- [64] M.J. Alter, *Los estiramientos: desarrollo de ejercicios*, Editorial Paidotribo, 1992.
- [65] M. Ashby, *Materiales para ingeniería TI: Introducción a la microestructura, el procesamiento y el diseño*, Reverte, 2008.
- [66] M.T.G. Pain and S.E. Forrester, "Predicting maximum eccentric strength from surface EMG measurements," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, 2009, pp. 1598-1603.
- [67] J. Ahonen, *Kinesiología y anatomía aplicada a la actividad física*, Editorial Paidotribo, 1997.
- [68] F. Brunetti, L. Bueno, A.F. Ruiz, and J.C.M.J.L. Pons, "Ruido en sistemas electromiográficos super ciales portátiles," 2005, pp. 1-6.
- [69] E. R, "Identificación paramétrica de sistemas dinámicos," 1997, pp. 1-13.
- [70] J. Sedano and J. Villar, "Introducción a la identificación de sistemas," 2004, pp. 1-7.
- [71] N.I. Corporation, "LabVIEW, System Identification Toolkit User Manual," *System*, 2004, pp. 1-87.

ANEXOS

**Anexo A. Caracterización de los resortes, constantes k1 y k2**

La constante k1 al igual que la constante k2 son halladas por medio de la implementación de un experimento en el que se aplican los métodos de Hooke y Movimiento Armónico Simple (MAS) a dos diferentes tipos de resortes. Resorte 1 y 2 con el que se caracteriza la constante k1 y resorte 3 y 4 para identificar la constante k2.

Ley de **F = k \* x**

Hooko: Donde k es la constante del resorte y x es la deformación del resorte

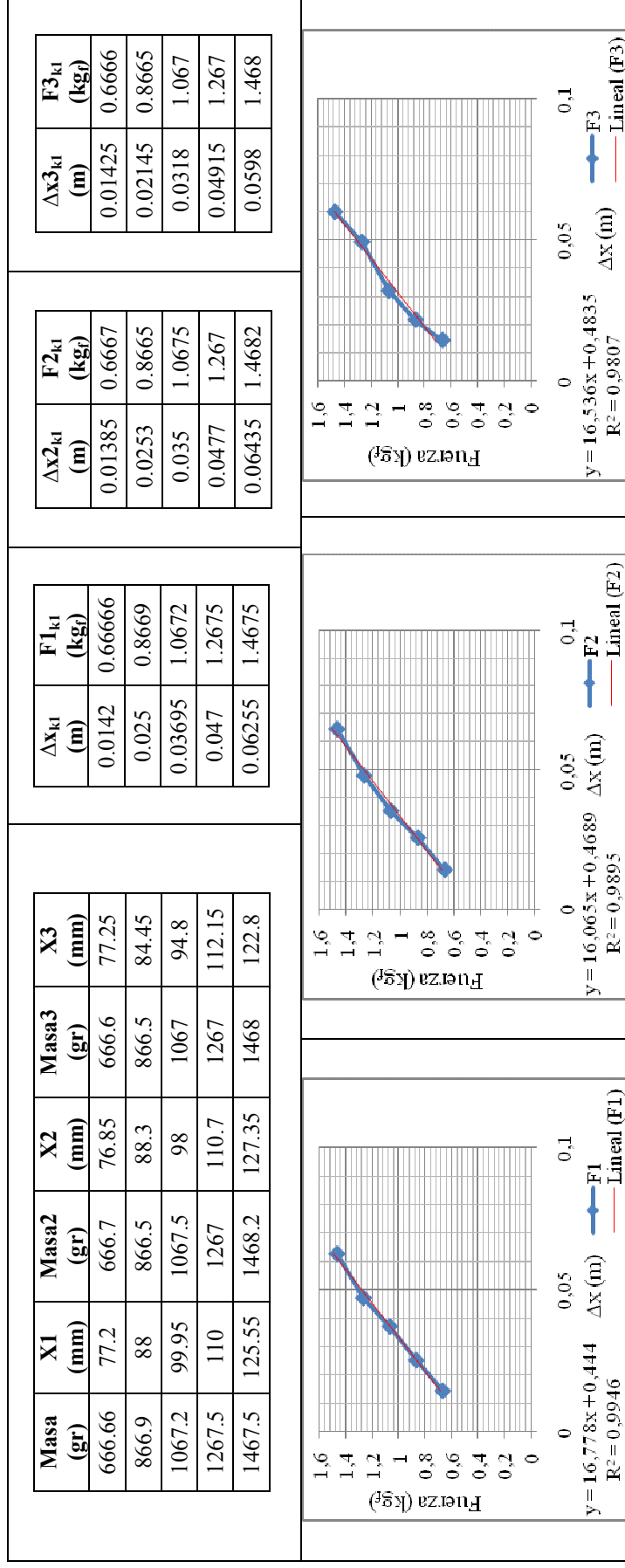
MAS:

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{m}{k}}$$

Donde T es el periodo de oscilación, m la masa del resorte y k la constante del resorte

**Constante k1:**

Método de Hooke aplicado a la estructura diseñada para la medición de la fuerza, es decir el conjunto formado por: las poleas, guayas y sistema de resortes (resorte 1 y 2 en paralelo).

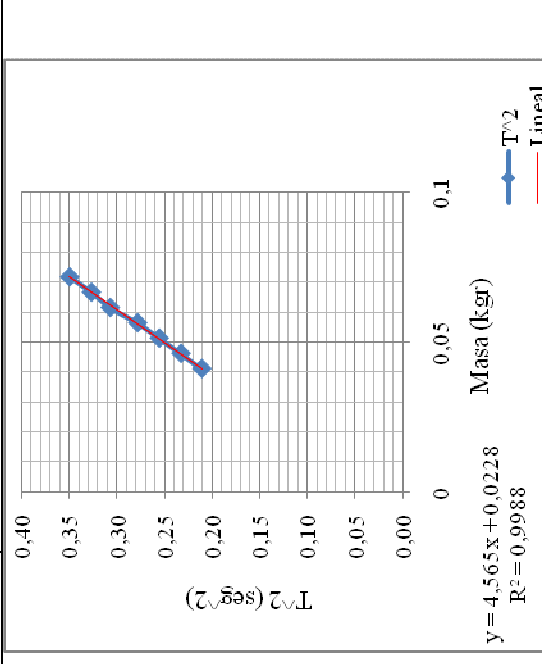
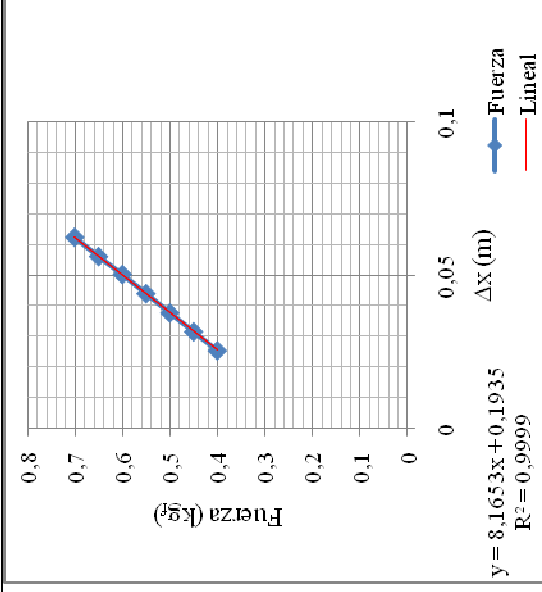


## Movimiento Armónico Simple y método de Hooke resorte 1

Lectura	Masa (gr)	Elongación (mm)	T1 (seg)	T2 (seg)	T3 (seg)	T4 (seg)	T5 (seg)	T6 (seg)	Periodo Prom. (seg)	Masa (kgr)	T <sup>2</sup> (seg <sup>2</sup> )	Lectura	Elongación (mm)	Δx (m)	Fuerza (kgf)
1	40,93877551	91,75	0,465	0,464	0,463	0,454	0,454	0,454	0,46	0,04	0,21	1	91,75	0,0254	0,4012
2	46,04081633	97,9	0,481	0,487	0,481	0,485	0,483	0,476	0,48	0,05	0,23	2	97,9	0,03155	0,4512
3	51,15306122	104	0,499	0,506	0,507	0,511	0,509	0,499	0,51	0,05	0,26	3	104	0,03765	0,5013
4	56,26530612	110,3	0,526	0,525	0,524	0,527	0,532	0,529	0,53	0,06	0,28	4	110,3	0,04395	0,5514
5	61,37755102	116,5	0,552	0,552	0,554	0,556	0,552	0,556	0,55	0,06	0,31	5	116,5	0,05015	0,6015
6	66,51020408	122,35	0,567	0,577	0,575	0,57	0,572	0,566	0,57	0,07	0,33	6	122,35	0,056	0,6518
7	71,64285714	128,6	0,591	0,595	0,591	0,587	0,585	0,596	0,59	0,07	0,35	7	128,6	0,06225	0,7021

k1 (kgf/m)
Kt 8,6480
Ke 8,1653
<b>8,4066</b>

Kt=constante teórica (MAS).  
Ke=constante experimental (Hooke)

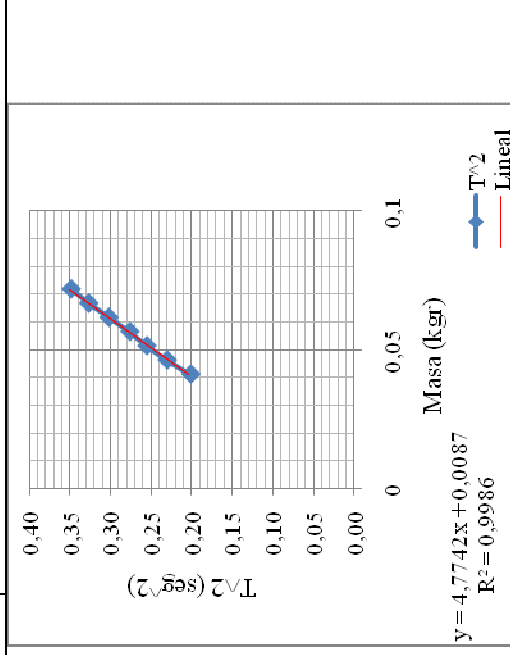
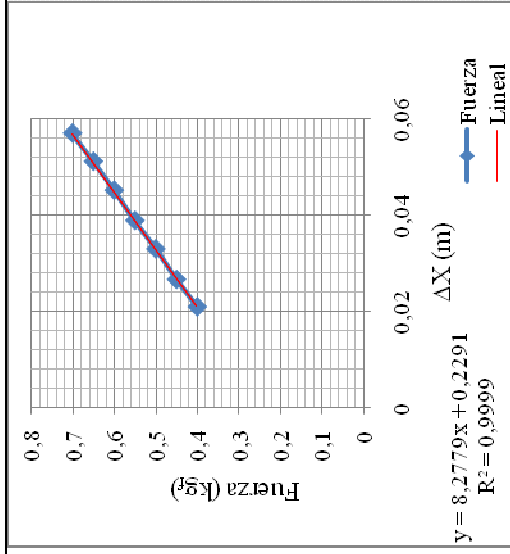


Movimiento Armónico Simple y método de Hooke resorte 2

Lectura	Masa (gr)	Elongación (mm)	T1 (seg)	T2 (seg)	T3 (seg)	T4 (seg)	T5 (seg)	T6 (seg)	Periodo Prom. (seg)	Masa (kgr)	T <sup>2</sup> (seg <sup>2</sup> )	Δx (m)	Fuerza (kgf)
1	40,93877	89,15	0,447	0,451	0,452	0,449	0,447	0,445	0,45	0,04	0,20	0,0209	0,4012
2	46,04081	94,85	0,48	0,482	0,479	0,48	0,481	0,477	0,48	0,05	0,23	0,0266	0,4512
3	51,15306	101,2	0,506	0,507	0,509	0,501	0,508	0,501	0,51	0,05	0,26	0,03295	0,5013
4	56,26530	107,1	0,527	0,523	0,53	0,524	0,526	0,524	0,53	0,06	0,28	0,03885	0,5514
5	61,37755	113,4	0,552	0,553	0,546	0,545	0,55	0,553	0,55	0,06	0,30	0,04515	0,6015
6	66,51020	119,4	0,57	0,576	0,57	0,577	0,569	0,57	0,57	0,07	0,33	0,05115	0,6518
7	71,64285	125,25	0,595	0,591	0,585	0,595	0,587	0,591	0,59	0,07	0,35	0,057	0,7021

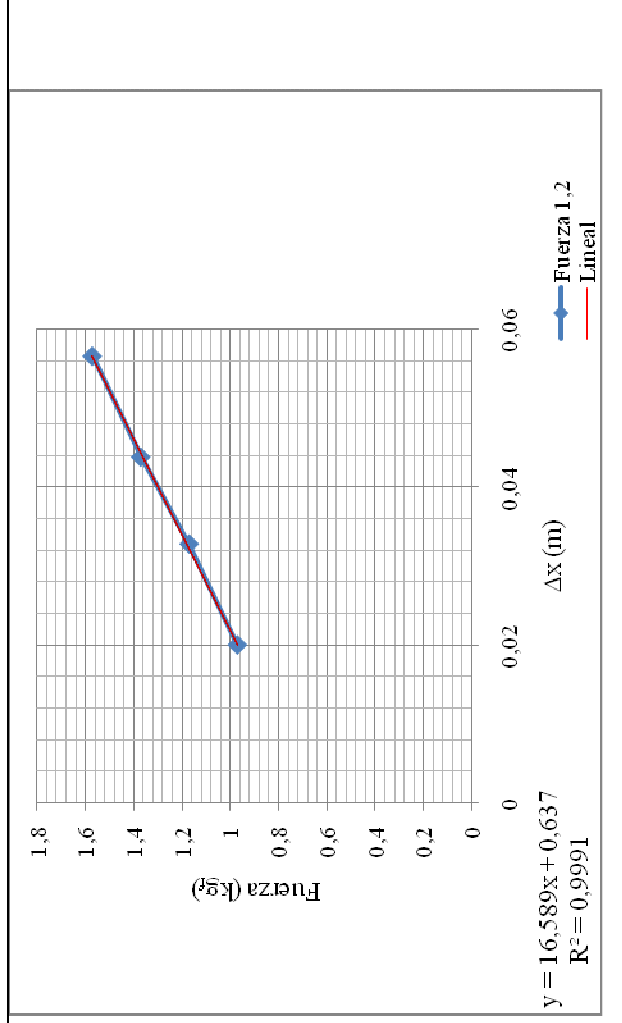
<b>k1 (kgf/m)</b>
Kt 8,2691
Ke 8,2779
<b>8,2735</b>

Kt=constante teórica (MAS).  
Ke=constante experimental (Hooke)



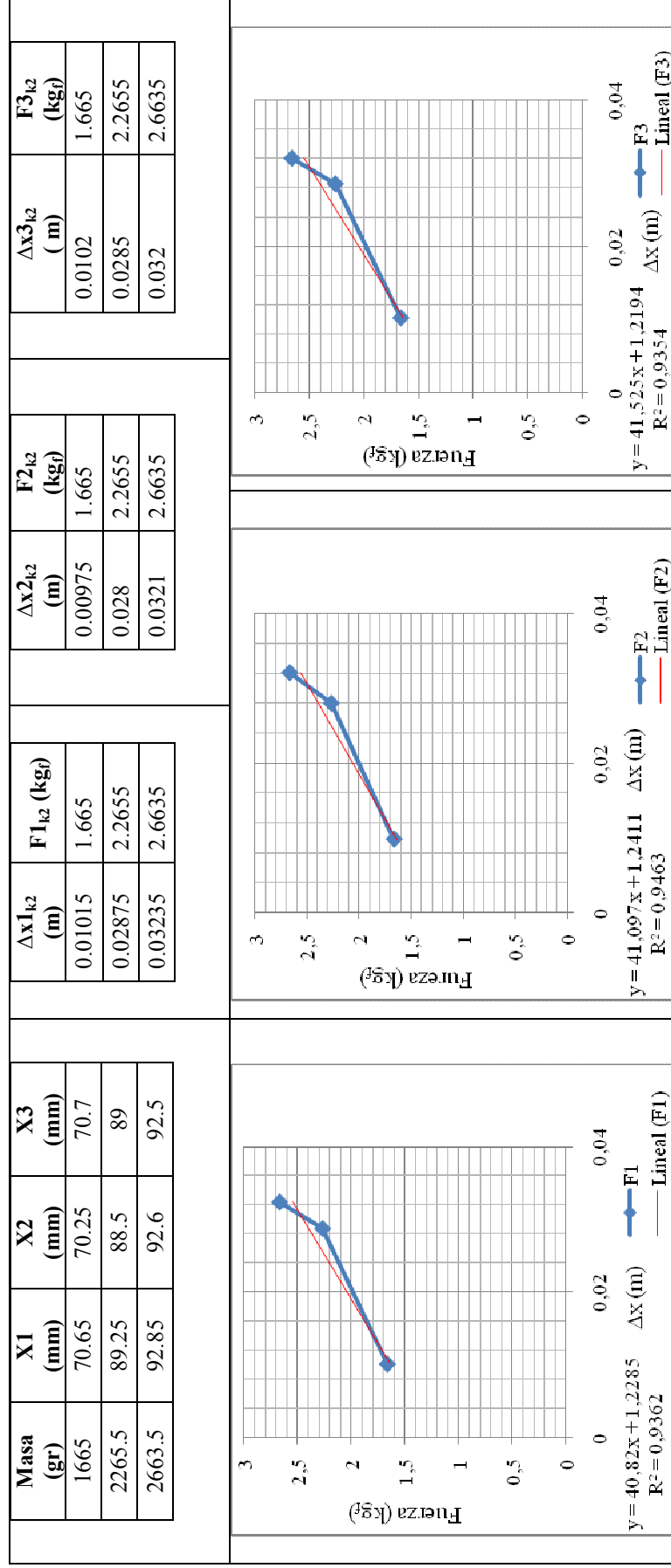
Método de Hooke resorte 1 y 2 en paralelo

$\Delta x_{1,2}$ (m)	Fuerza <sub>1,2</sub> (kgf)
0,02	0,9718
0,0328	1,1718
0,0438	1,3725
0,0566	1,5735



**Constante k2:**

Metodo de Hooke aplicado a la estructura diseñada para la medición de la fuerza, es decir el conjunto formado por las poleas, guayas y sistema de resortes (resortes3 y 4 en paralelo).



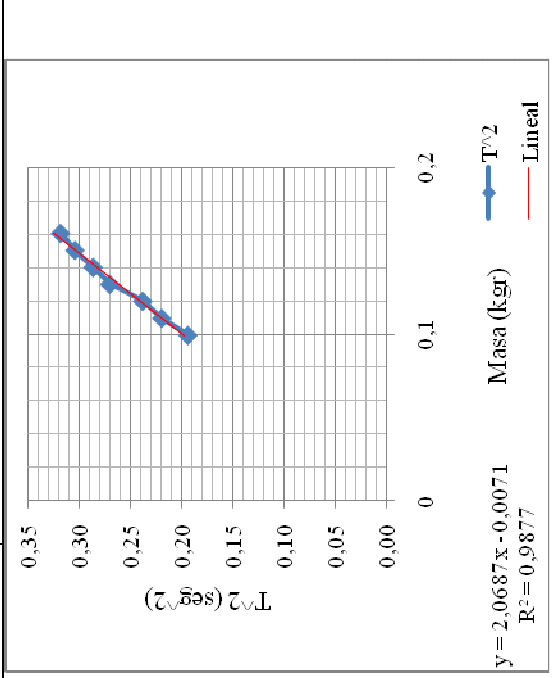
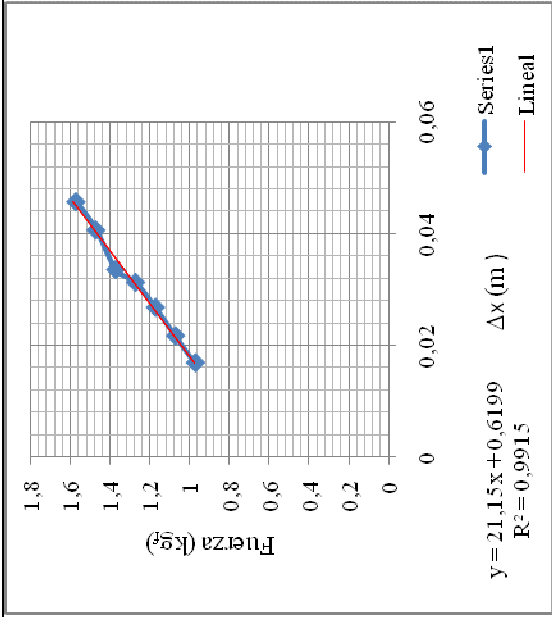
Movimiento Armónico Simple y método de Hooke resorte 3

Lectura	Masa (gr)	Elongación (mm)	T1 (seg)	T2 (seg)	T3 (seg)	T4 (seg)	T5 (seg)	T6 (seg)	Periodo Prom. (seg)	Masa (kgr)	T <sup>2</sup> (seg <sup>2</sup> )	Fuerza (kg)	Δx (m)
1	99.122	83.55	0.438	0.433	0.445	0.438	0.449	0.438	0.44	0.099	0.19	0.9714	0.0167
2	109.388	88.4	0.465	0.474	0.464	0.476	0.463	0.468	0.47	0.109	0.22	1.072	0.0216
3	119.673	93.5	0.485	0.495	0.489	0.485	0.482	0.491	0.49	0.119	0.24	1.1728	0.0267
4	129.918	98	0.508	0.511	0.51	0.53	0.53	0.53	0.52	0.129	0.27	1.2732	0.0312
5	140.082	100.3	0.534	0.538	0.538	0.535	0.537	0.53	0.54	0.140	0.29	1.3728	0.0335
6	150.306	107.4	0.556	0.549	0.553	0.551	0.552	0.549	0.55	0.150	0.30	1.473	0.0406
7	160.561	112.5	0.568	0.561	0.566	0.566	0.569	0.556	0.56	0.160	0.32	1.5735	0.0457

<b>k2 (kg/m)</b>	
Kt	19.09
Ke	21.76
	<b>20.425</b>

Kt=constante teórica (MAS).

Ke=constante experimental (Hooke)



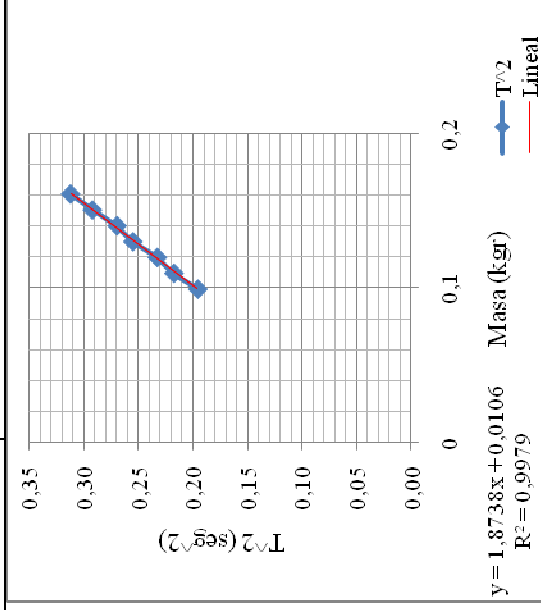
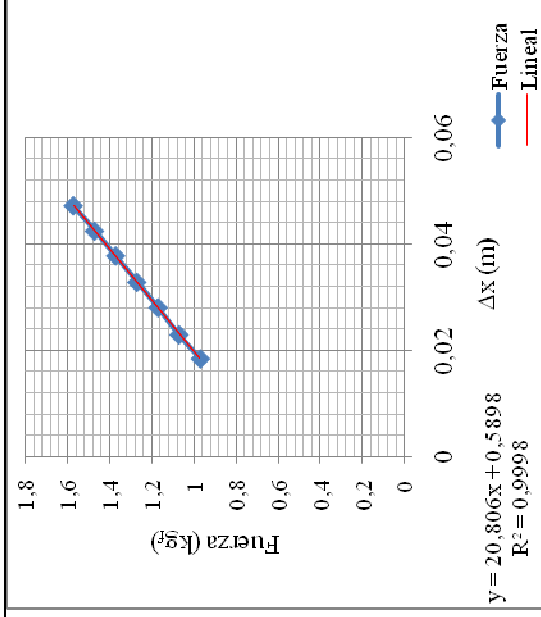
## Movimiento Armónico Simple y método de Hooke resorte 4

Lectura	Elongación (mm)	Masa (gr)	T1 (seg)	T2 (seg)	T3 (seg)	T4 (seg)	T5 (seg)	T6 (seg)	Periodo Prom. (seg)	Masa (kgr)	T <sup>2</sup> (seg <sup>2</sup> )	Elongación (mm)	Δx (m)	Fuerza (kgf)
1	84,8	99,1326	0,442	0,442	0,441	0,441	0,445	0,445	0,44	0,10	0,20	84,8	0,018	0,971
2	89,3	109,428	0,47	0,471	0,466	0,464	0,468	0,461	0,47	0,11	0,22	89,3	0,022	1,072
3	94,4	119,571	0,481	0,482	0,482	0,486	0,489	0,476	0,48	0,12	0,23	94,4	0,028	1,171
4	99,15	129,775	0,506	0,514	0,509	0,5	0,501	0,502	0,51	0,13	0,26	99,15	0,032	1,271
5	104,1	140,010	0,524	0,52	0,516	0,516	0,524	0,517	0,52	0,14	0,27	104,1	0,037	1,372
6	108,75	150,214	0,542	0,538	0,538	0,542	0,544	0,541	0,54	0,15	0,29	108,75	0,042	1,472
7	113,5	160,469	0,556	0,561	0,558	0,559	0,559	0,561	0,56	0,16	0,31	113,5	0,047	1,572

<b>k2 (kgf/m)</b>	
Kt	21,07
Ke	20,8
	<b>20,93</b>

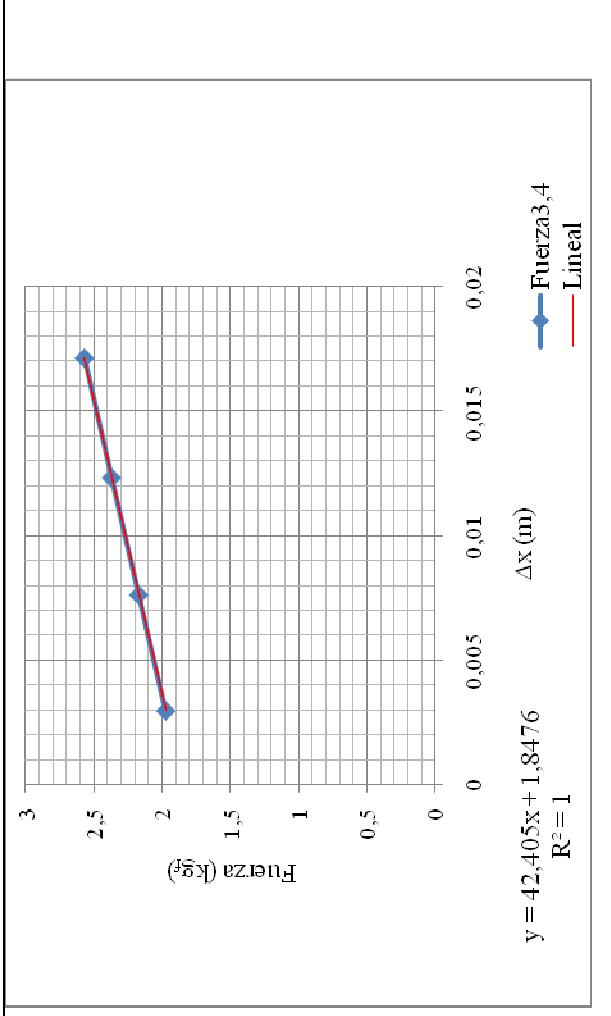
Kt=constante teórica (MAS).

Ke=constante experimental (Hooke)



## Método de Hooke resorte 3 y 4 en paralelo

$\Delta x_{3,4}$ (m)	Fuerza $_{3,4}$ (kgf)
0,02975	1,9724
0,007625	2,1721
0,012325	2,3722
0,017125	2,5722



**Anexo B. Intervalo de Confianza de las constantes para la caracterización de los resortes empleados en el experimento.**

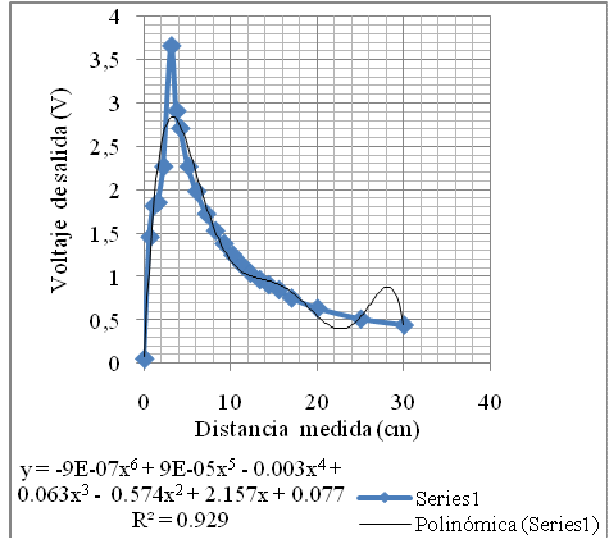
	<b>Valores K1 (kgf/m)</b>	<b>Valores K2 (kgf/m)</b>
	16,778	40,82
	16,065	41,09
	16,536	41,52
	16,813	39,515
	16,547	41,87
	16,589	42,405
<b>Desv_ Estándar</b>	0,267571797	0,999898328
<b>Media</b>	16,55466667	41,20333333
<b>Alpha</b>	0,5	0,5
<b>N</b>	6	6
<b>Intervalo de Confianza</b>	0,073678379	0,275331291
<b>M+IC</b>	16,62834505	41,47866462
<b>M-IC</b>	16,48098829	40,92800204

## Anexo C. Ecuación del Sensor de Distancia:

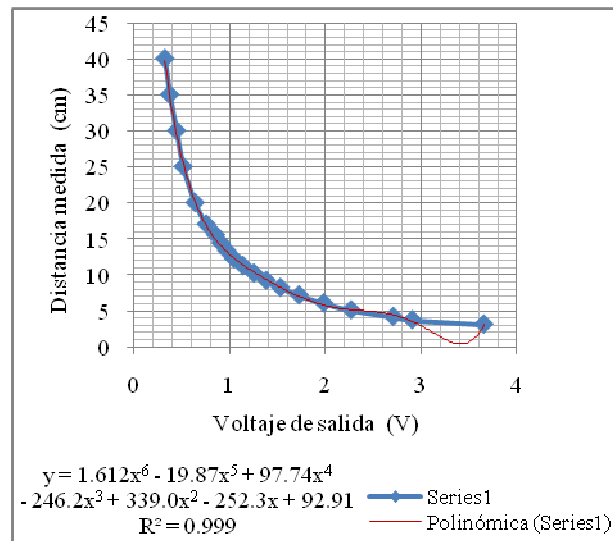
**Tabla de valores de la curva del sensor, según su hoja de datos**

Voltaje salida (V)	Distancia medida (cm)
0.055	0
1.456	0.63
1.815	1.075
1.854	1.54
2.268	2.215
3.657	3.115
2.908	3.72
2.708	4.165
2.268	5.105
1.982	6.05
1.724	7.17
1.529	8.2
1.381	9.19
1.251	10.2
1.136	11.24
1.041	12.22
0.966	13.325
0.907	14.36
0.85	15.525
0.754	17
0.636	20
0.512	25
0.442	30
0.37	35
0.32	40

**Curva voltaje de salida vs distancia medida**



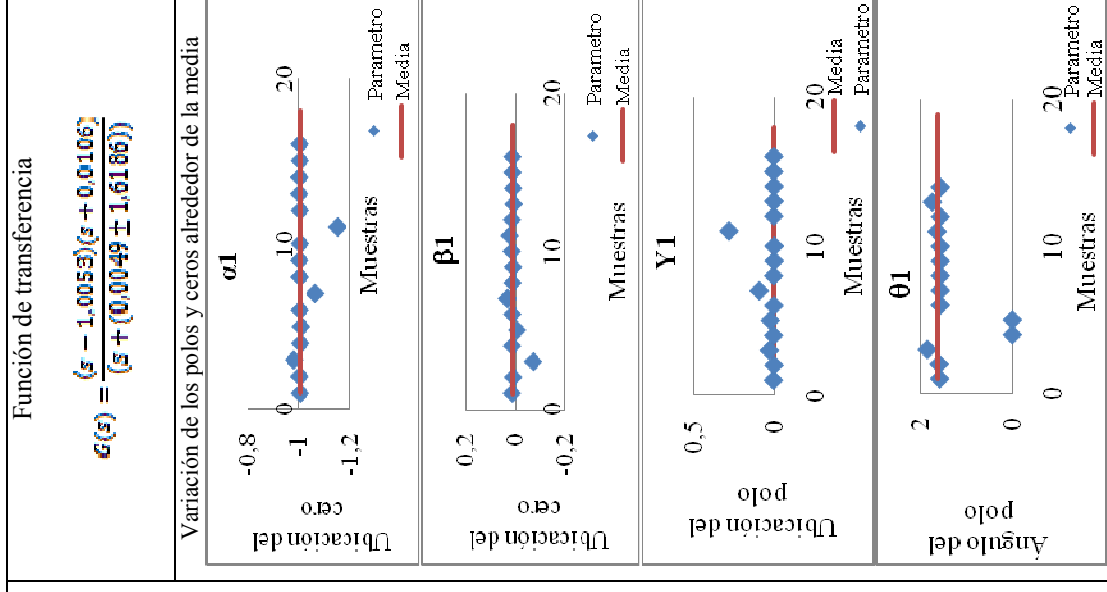
**Ecuación característica del sensor para su uso a partir de los datos seleccionados de la tabla**



## Anexo D. Tablas de los parámetros de la función de transferencia para cada movimiento, con su respectiva ecuación Abducción:

Tabla de parámetros de la función de transferencia con sus correspondientes valores de análisis estadístico

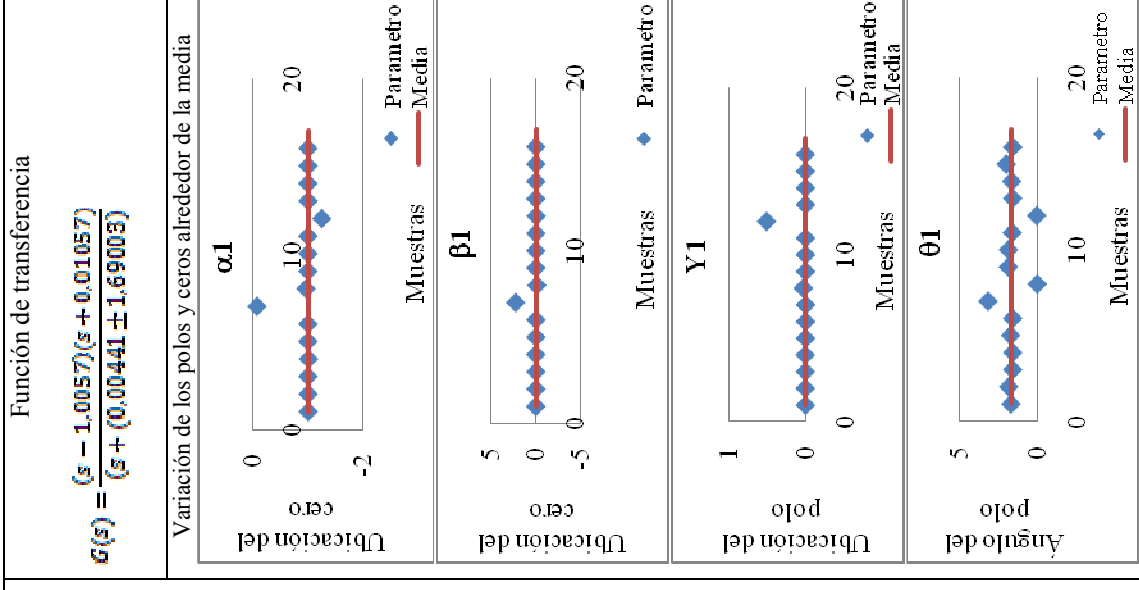
PACIENTE	CONSTANTE	ABDUCCIÓN						
		$\alpha 1$	$\beta 1$	$x 1$	$y 1$	$\theta 1$	$k 1$	
1	K1	-1,0065	0,0131	0	0,007301	1,584493671	0	
	K2	-1,0043	0,0084	0	0,004001	1,595791187	0	
2	K1	-0,9816	-0,0713	0	0,0322	0,0038	R	
	K2	-1,008	0,0126	0	0,00636	1,857728456	0	
3	K1	-1,0103	-0,007	0	0,0269	0,0006	R	
	K2	-1,0057	0,0115	0	0,0049	1,570796327	0	
4	K1	-1,064	0,032	0	0,0944	0,0017	0	
	K2	-1,0053	0,0107	0	0,0063	1,570796327	0	
5	K1	-1,0043	0,0086	0	0,0031	1,570796327	0	
	K2	-1,0067	0,0136	0	0,0027	1,570796327	0	
6	K1	-1,1527	0,0217	0	0,281	0,0092	R	
	K2	-1,0064	0,0129	0	0,0053	1,570796327	0	
7	K1	-1,0034	0,0063	0	0,004211	1,642103499	0	
	K2	-1,0042	0,0084	0	0,0037	1,570796327	0	
8	K1	-1,0063	0,0107	0	0,005689	1,747510914	0	
	K2	-1,0053	0,0108	0	0,0053	1,570796327	0	
<b>Variación Estandar</b>		0,001196662	0,00220575	0	0,001212963	0,08119454	0	
<b>Media</b>		-1,005533333	0,010633333	0	0,004905167	1,618600168	0	
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	
<b>N</b>		13	13	13	13	13	16	
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,000223859	0,000412629	0	0,000226909	0,015189046	0	
<b>X+ IC</b>		-1,005309474	0,011045963	0	0,005132075	1,633789214	0	
<b>X- IC</b>		-1,005757193	0,010220704	0	0,004678258	1,603411122	0	



**Aducción:**

Tabla de parámetros de la función de transferencia con sus correspondientes valores de análisis estadístico

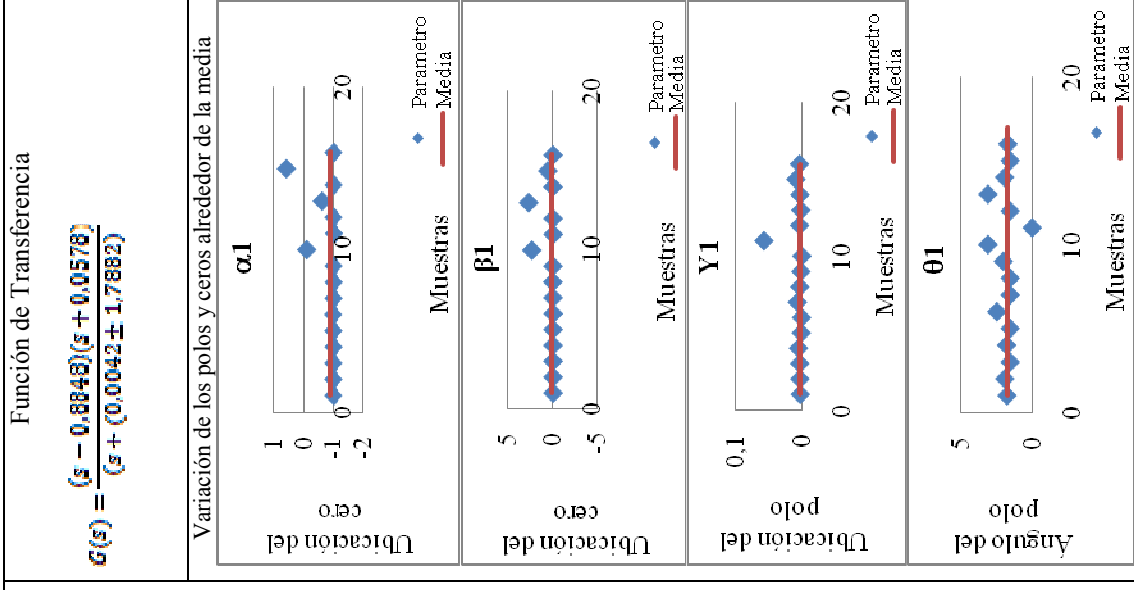
PACIENTE	CONSTANTE	ADUCCIÓN					
		$\alpha 1$	$\beta 1$	x1	y1	$\theta 1$	k1
1	K1	-1,0077	0,0145	0	0,004727	1,6767814	0
	K2	-1,0059	0,009	0	0,005991	1,8238691	0
2	K1	-1,0042	0,0085	0	0,0055	1,5707963	0
	K2	-1,0142	0,0287	0	0,0071	1,5707963	0
3	K1	-1,004	0,0077	0	0,003734	1,7051186	0
	K2	-1,0041	0,0082	0	0,0037	1,5707963	0
4	K1	-0,0713	2,3124	2,3124	0,002	3,143	3,1416
	K2	-0,9678	-0,0942	0	0,0314	0,0019	R
5	K1	-1,0038	0,006	0	0,003228	1,8533477	0
	K2	-1,0044	0,0069	0	0,003736	1,8417412	0
6	K1	-1,0037	0,0072	0	0,003601	1,5985663	0
	K2	-1,2557	-0,0191	0	0,5111	0,0326	R
7	K1	-1,007	0,0141	0	0,003	1,5707963	0
	K2	-1,0045	0,0088	0	0,003106	1,6352234	0
8	K1	-1,0054	0,0075	0	0,004254	1,9818563	0
	K2	-1,0051	0,0103	0	0,0057	1,5707963	0
<b>Variación Estandar</b>		0,002841203	0,006024586	0	0,001286727	0,140125	0,839627918
<b>Media</b>		-1,005692308	0,010569231	0	0,004413615	1,6900374	0,2244
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
<b>N</b>		16	16	16	16	16	14
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,000479091	0,00101588	0	0,000216971	0,0236282	0,1513555
<b>X+IC</b>		-1,005213217	0,011585111	0	0,004630586	1,7136656	0,3757555
<b>X-IC</b>		-1,006171398	0,00955335	0	0,004196644	1,6664091	0,0730445



**Flexión:**

Tabla de parámetros de la función de transferencia con sus correspondientes valores de análisis estadístico

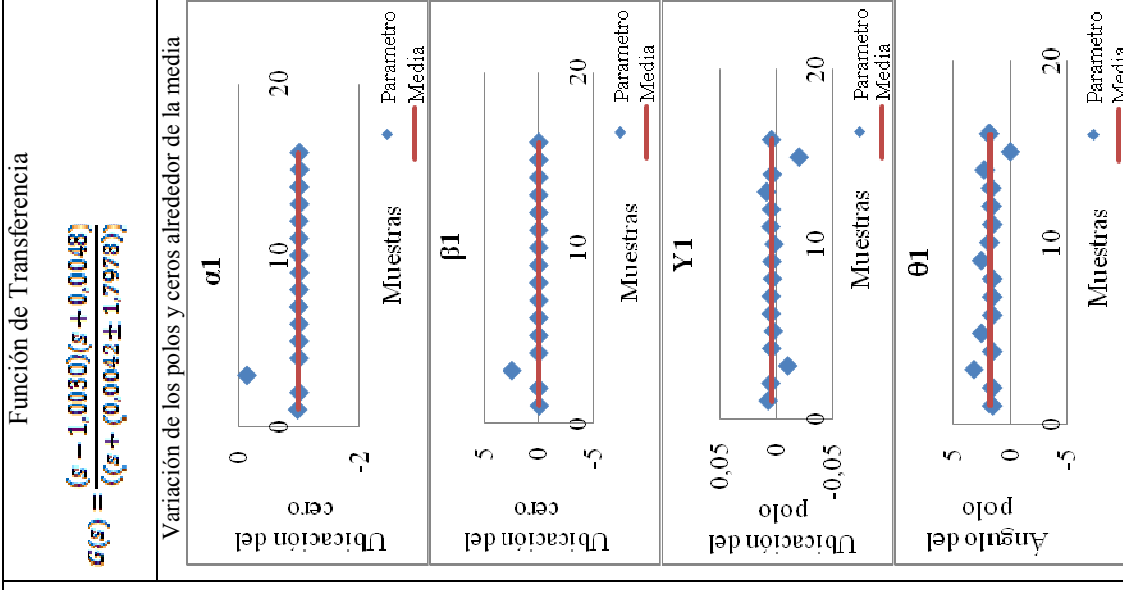
PACIENTE	CONSTANTE	FLEXIÓN						
		$\alpha_1$	$\beta_1$	$x_1$	$y_1$	$\theta_1$	$k_1$	
1	K1	-1,0039	0,0065	0	0,003178	1,792872021	0	
	K2	-1,0056	0,0084	0	0,00377	1,951295557	0	
2	K1	-1,0061	0,0123	0	0,004	1,570796327	0	
	K2	-1,0112	0,0198	0	0,005772	1,815770741	0	
3	K1	-1,0053	0,0106	0	0,0017	1,570796327	0	
	K2	-0,997	-0,0067	0	0,00136	2,512802884	0	
4	K1	-1,0113	0,023	0	0,0074	1,570796327	0	
	K2	-1,0159	0,0322	0	0,0039	1,570796327	0	
5	K1	-1,0113	0,0207	0	0,002147	2,055282274	0	
	K2	-0,0922	2,3552	2,3552	0,0008	3,141592654	3,1451	
6	K1	-1,0255	-0,0095	0	0,0577	0,002	0	
	K2	-1,0044	0,0089	0	0,0042	1,570796327	0	
7	K1	-0,6105	2,711	2,711	0,0022	3,141592654	3,1423	
	K2	-1,0114	0,0202	0	0,003677	1,961401013	0	
8	K1	0,5862	0,5862	0	0,0096	1,570796327	0	
	K2	-1,0055	0,0097	0	0,004357	1,732171215	0	
<b>Variación Estanadar</b>		0,442013396	0,159044629	0	0,002273815	0,279953623	1,0737780	
<b>Media</b>		-0,884823077	0,057830769	0	0,004235462	1,78818259	0,39296	
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	
<b>N</b>		16	16	16	16	16	16	
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,074533376	0,026818493	0	0,000383416	0,047206462	0	
<b>X+ IC</b>		-0,810289701	0,084649262	0	0,004618878	1,835389052	0	
<b>X-IC</b>		-0,959356453	0,031012276	0	0,003852045	1,740976127	0	



**Extensión:**

Tabla de parámetros de la función con sus correspondientes valores de análisis estadístico

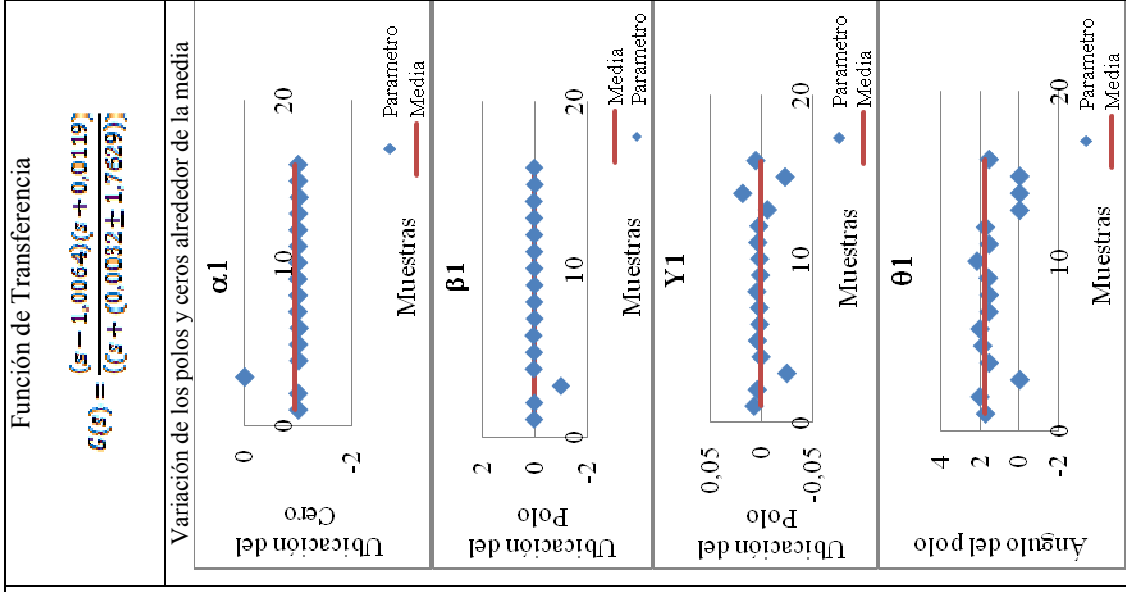
PACIENTE	CONSTANTE	EXTENSIÓN									
		$\alpha 1$	$\beta 1$	$x 1$	$y 1$	$\theta 1$	$k 1$				
1	K1	-0,9776	-0,0437	0	0,0069	1,57087	0				
	K2	-1,005	0,01	0	0,0046	1,57087	0				
2	K1	-0,1461	2,4448	2,44	-0,0105	3,1529	3,15				
	K2	-1,004	0,0081	0	0,0039	1,57081	0				
3	K1	-1,0049	0,0064	0	0,0023	2,48092	0				
	K2	-1,0047	0,0095	0	0,0042	1,57082	0				
4	K1	-0,9965	-0,007	0	0,0042	1,57105	0				
	K2	-1,0042	0,0084	0	0,0031	1,57081	0				
5	K1	-1,0085	0,0115	0	0,0036	2,48424	0				
	K2	-1,0038	0,0067	0	0,0017	1,81588	0				
6	K1	-1,0047	0,0095	0	0,0046	1,5708	0				
	K2	-1,004	0,0074	0	0,0041	1,63484	0				
7	K1	-1,0099	0,0185	0	0,0083	1,66438	0				
	K2	-1,0071	0,0101	0	0,0033	2,24371	0				
8	K1	-1,0141	0,0055	0	-0,0205	-0,0022	R				
	K2	-1,0073	0,0125	0	0,004	1,84908	0				
<b>Variación Estandar</b>		0,007932587	0,014985673	0	0,001682489	0,344686008	0,81				
<b>Media</b>		-1,003014286	0,00485	0	0,0042	1,797791429	0,21				
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5				
<b>N</b>		14	14	14	14	14	14				
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,001429968	0,002701392	0	0,000303294	0,062134812	0				
<b>X+ IC</b>		-1,001584318	0,007551392	0	0,004503294	1,859926241	0				
<b>X-IC</b>		-1,004444253	0,002148608	0	0,003896706	1,735656616	0				



**Pronación:**

Tabla de parámetros de la función de transferencia con sus correspondientes valores de análisis estadístico

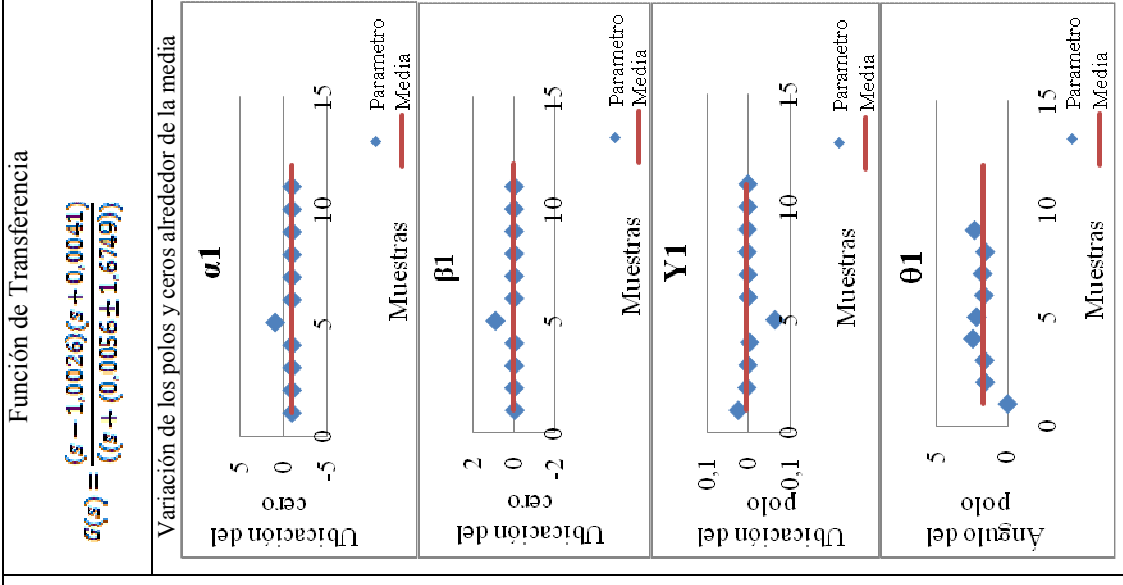
PACIENTE	CONSTANTE	PRONACIÓN							
		$\alpha 1$	$\beta 1$	$x 1$	$y 1$	$\theta 1$	$k 1$		
1	K1	-1,0079	0,0134	0	0,0073	1,75021	0		
	K2	-1,0063	0,0087	0	0,0042	2,04237	0		
2	K1	-0,0012	-1,0164	0	-0,0253	-0,0086	R		
	K2	-1,0143	0,0289	0	0,00049	1,57086	0		
3	K1	-1,0103	0,0181	0	0,004	1,90124	0		
	K2	-1,0197	0,0402	0	0,0018	2,0416	0		
4	K1	-0,9982	-0,0036	0	0,002	1,57717	0		
	K2	-1,0042	0,0085	0	0,0046	1,57084	0		
5	K1	-0,9989	-0,0022	0	0,0011	1,61178	0		
	K2	-1,003	0,0039	0	0,0018	2,18936	0		
6	K1	-1,0047	0,0094	0	0,0036	1,57081	0		
	K2	-1,0051	0,0093	0	0,0025	1,75769	0		
7	K1	-1,0097	0,0123	0	-0,0059	-0,0014	R		
	K2	-1,0228	0,0266	0	0,0187	-0,0008	R		
8	K1	-1,007	-0,0115	0	-0,0235	-0,0018	R		
	K2	-1,0046	0,0092	0	0,0057	1,57085	0		
<b>Variación Estandar</b>		0,006063802	0,012342302	0	0,002008718	0,226003319	0		
<b>Media</b>		-1,006433333	0,011983333	0	0,0032575	1,762898333	0		
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5		
<b>N</b>		12	12	12	12	12	11		
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,001180673	0,00240315	0	0,000391114	0,044004749	0		
<b>X+ IC</b>		-1,00525266	0,014386483	0	0,003648614	1,806903082	0		
<b>X- IC</b>		-1,007614007	0,009580183	0	0,002866386	1,718893584	0		



**Supinación:**

Tabla de parámetros de la función con sus correspondientes valores de análisis estadístico

PACIENTE	CONSTANTE	SUPINACIÓN					
		$\alpha 1$	$\beta 1$	$x 1$	$y 1$		
1	K1						
	K2						
2	K1						
	K2	-0,9903	-0,0188	0	0,0262		
3	K1	-1,0033	0,0066	0	0,0047		
	K2	-1,0024	0,0046	0	0,0023		
4	K1	-1,0009	-0,0002	0	-0,0019		
	K2	0,9005	0,9005	0	-0,0643		
5	K1	-1,0032	0,0036	0	0,0018		
	K2	-1,0051	0,0076	0	0,0023		
6	K1	-1,0036	0,0065	0	0,0041		
	K2	-1,0062	0,0112	0	0,0038		
7	K1	-1,0051	0,0102	0	0,0028		
	K2	-1,0043	0,0054	0	0,0024		
8	K1						
	K2						
<b>Variación Estandar</b>		0,004763519	0,008933644	0	0,007785885	0,700551509	0
<b>Media</b>		-1,002611111	0,0041	0	0,0056	1,674935556	0
<b>Alpha</b>		0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
<b>N</b>		10	10	10	10	10	9
<b>Intervalo de Confianza</b>		0,001016022	0,001905478	0	0,00166067	0,149422303	0
<b>X+IC</b>		-1,001595089	0,006005478	0	0,00726067	1,824357859	0
<b>X-IC</b>		-1,003627133	0,002194522	0	0,00393933	1,525513252	0



Universidad  
Industrial de  
Santander



# UIS Ingenierías

REVISTA DE LA FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS