

# Investigación de sistemas de control inteligentes y desarrollo de nanoinstrumentación para la medición de alta precisión de parámetros asociados al monitoreo, y control de una prótesis de pierna

## Investigación en Curso

Geraldine Briceño Furnieles  
Programa Ingeniería Mecatrónica y  
Facultad Ing. Físicomecánicas  
gbriceno2@unab.edu.co

John Gualdrón Arenas.  
Programa Ingeniería Mecatrónica y  
Facultad Ing. Físicomecánicas  
jgualdron4@unab.edu.co

Universidad Autónoma de Bucaramanga

### RESUMEN

El presente trabajo contempla la investigación y el desarrollo de una nueva metodología basada en patrones de células madres y control mecatrónico de una prótesis bioeléctrica de miembro inferior para discapacitados de la violencia en Colombia; equipándolo con un sistema de adquisición de datos que tome las señales de su par biológico y luego sean replicadas en la prótesis usando técnicas de inteligencia artificial para prótesis mecatrónica de piel artificial con nanopartículas que incluye algoritmos y sistemas genéticos aplicados en sistema de control en tiempo real obtenido por clonación artificial. En esta investigación la metodología pretende romper con el paradigma clásico de diseño desde la concepción del problema hasta su posterior desarrollo.

### ABSTRACT

This paper deals with the research and development of new prototypes of intelligent systems for mechatronics control of a bioelectric prosthesis for inferior members to handicapped persons due to the violence in Colombia; equipping it with a data acquisition system which takes their biological signals of its couple and then be replied in the prosthesis using artificial intelligence techniques applied to advanced real time control by artificial cloning for mechatronic prosthesis in the artificial skin with nanoparticles included algorithms and genetic's systems applied to advanced real time control by artificial cloning for mechatronic prosthesis in the artificial skin with nanoparticles. In the research the methodology wants to break up with the classic design paradigm from the problem conception until its later development.

Este material es presentado al *VI Encuentro Institucional de Semilleros de Investigación UNAB*, una actividad de carácter formativo. La Universidad Autónoma de Bucaramanga se reserva los derechos de divulgación con fines académicos, respetando en todo caso los derechos morales de los autores y bajo discrecionalidad del grupo de investigación que respalda cada trabajo para definir los derechos de autor.

### Área de Conocimiento

Ingenierías.

### Palabras Clave

Sensores inalámbricos y controladores, Genoma, replicación, inteligencia artificial, nanotransmisión de información, piel artificial, prótesis

### 1. INTRODUCCIÓN

Las futuras aplicaciones de la Nanotecnología requieren un conocimiento profundo de los aspectos teóricos y computacionales de todo tipo de materiales y dispositivos a escala manométrica. Numerosas áreas emergentes, tales como la electrónica molecular, nanobiotecnología, nanofotónica, nanofluidica o la computación cuántica van a dar lugar, a corto o medio plazo, al desarrollo de nuevos elementos de dispositivos basados en nanotecnología. La simulación teórica del comportamiento de estos dispositivos está siendo cada vez más importante ya que nos permitirá comprender las propiedades físicas y químicas involucradas, visualizar lo que ocurre dentro del dispositivo y optimizar el funcionamiento y la fabricación de éstos. La descripción teórica y el modelado de los nuevos nanodispositivos y los diversos fenómenos que ocurren en sistemas manométricos involucra, en la mayor parte de las ocasiones, conceptos, técnicas de cálculo, programas y códigos informáticos y aproximaciones teóricas que provienen de campos muy diversos (física de la materia condensada, química computacional, biofísica, matemáticas, óptica, ingeniería, etc.). Problemas que hasta hace unos pocos años no guardaban mucha relación, acaban por estar relacionados de una manera fundamental en el mundo de la nanotecnología. El modelado y la simulación de procesos es esencial para la integración entre las escalas atómica y molecular, típicas de la nanociencia con el mundo micro, meso y macroscópico. El apoyo a la investigación y desarrollo de este campo es, por tanto, fundamental para el desarrollo de las aplicaciones industriales basadas en la nanociencia.

En la comunicación de la Comisión Europea titulada “*Hacia una estrategia europea para las nanotecnologías*” se recoge la

siguiente definición: La nanotecnología es una ciencia multidisciplinar que se refiere a las actividades científicas y tecnológicas llevadas a cabo a escala atómica y molecular, así como a los principios científicos y a las nuevas propiedades cuando se interviene a dicha escala".

Una de las características que hacen especialmente singular a esta tecnología es que numerosas propiedades físicas y químicas (elasticidad, color, conductividad eléctrica, reactividad química) de la materia cambian a escala manométrica, con un comportamiento diferente a como lo hacen a escala macroscópica. Fue Richard P. Feynman (Premio Nóbel de Física) en Diciembre de 1959, se cumple por tanto justo ahora el 50º aniversario, durante su famosa charla "*There is plenty of room at the bottom*" quien destacó la potencialidad que se esconde detrás de la posibilidad de trabajar con materiales, dispositivos, etc., a estas escalas. Sin embargo, no fue hasta 1971 cuando el término nanotecnología fue utilizado por primera vez por Norio Taniguchi, refiriéndose a la técnica aplicada en la maquinaria de ultra-precisión. Aún y así, el verdadero nacimiento de la nanociencia y la nanotecnología se produce con la invención del microscopio de efecto túnel en 1981 por Binnig y Rohrer.

## 2. OBJETIVOS

Desarrollar nuevos sistemas de medición y control basado en modelos de nanoenlaces de piel artificial para el recubrimiento de prótesis de mano y pierna en discapacitados.

Investigar las propiedades de materiales con nanoenlaces y los métodos de medición y control on line y evaluar las características dinámicas de los sistemas objetos de investigación.

Desarrollar la metodología de diseño, implementación de nanoenlaces, para la captura, transformación, almacenamiento y extracción de datos, de la piel artificial para el recubrimiento de prótesis de miembros superior e inferior.

Validar el procedimiento establecido en laboratorio con microscopio de efecto de túnel y elaborar los protocolos necesarios para la evaluación, seguimiento y comunicación por nanoenlaces de la información de los parámetros asociados a la sensibilidad de la piel artificial para prótesis avanzadas de mano y pierna.

## 3. METODOLOGÍA DE INVESTIGACIÓN

El presente proyecto se llevará a cabo teniendo en cuenta los siguientes lineamientos:

- Definir el concepto y diseño del controlador a implementar
- Simulación
- Prototipo virtual
- Análisis del diseño
- Optimización del diseño
- Montaje físico (a largo plazo)

## 4. MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo de la investigación se enfoca en 2 grandes fases, la fase 1 de investigación y desarrollo y, la fase 2, de implementación. La primera se basa en gran medida en el uso de software y hardware de simulación y control de procesos. La segunda en el diseño de procesos específicos, estudios de

implantación, dimensionamiento y especificación de sistemas de control, entre otros aspectos.

El siguiente cuadro refleja el enfoque de la Fase 1, para desarrollar el prototipo experimental dónde se desarrollan procedimientos avanzados para llevar a cabo el proceso de diseño con alta tecnología y evaluación de los resultados.

La figura muestra un esquema general del método y procedimientos, durante la ejecución del proyecto de investigación; en la etapa de Concepto y Diseño, se establece el estado del arte, con el fin de obtener conocimiento suficientes sobre las variables que intervienen en el análisis y evaluación del comportamiento de las estructuras de pavimentos, que incluye los parámetros a medir especificados en el alcance de la consultoría; luego se analizan las técnicas de adquisición de datos, estudio del comportamiento y recomendaciones para el diseño.

La etapa de **Diseño, Análisis y Optimización** es la más relevante de la metodología y la conforman varios procedimientos, tales como:

**Modelación:** Modelos de Nanoenlaces de piel artificial para el recubrimiento de prótesis avanzadas de mano y pierna.

**Simulación de Prototipos:** Se desarrolla los modelos nanotecnológicos para evaluar en tiempo real el comportamiento de la piel artificial.

**Diseño y análisis de los sistemas de medición:** Se desarrolla el diseño y se valida a escala de laboratorio con microscopio de efecto de túnel, se realizan pruebas para evaluar el comportamiento dinámico de la piel artificial objeto estudio.

**Optimización del Diseño:** Se procede a realizar las pruebas de los métodos de medición, adquisición, tratamiento de señales, comunicaciones y registro evaluado en prototipos de membranas de piel artificial dotado de Nanoenlaces.

La siguiente etapa corresponde al prototipo físico, a través de los cuales se procesan las variables y los resultados de la simulación, y se realiza el análisis y optimización del prototipo obtenido.

La última etapa es la del producto final y corresponde al diseño integral a escala real del prototipo desarrollado y el control de calidad de los procedimientos para la obtención del mismo.

Para la fase 2 el enfoque se basa en los conceptos de la ingeniería básica, de detalle, de apoyo y supervisión.

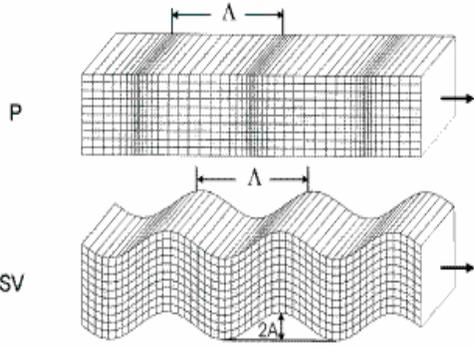


Figura 1. Diagrama de Bloques de la metodología

## 5. MODELAMIENTO MATEMATICO

El objetivo fundamental en la detección y registro de la señal en la piel artificial proveniente de la aplicación de nanopartículas, son las ondas que se producen en la membrana del cuerpo P y S. La onda P se produce por el cambio de volumen y la onda S por el cambio de la forma de la piel. La onda P se presenta produciendo

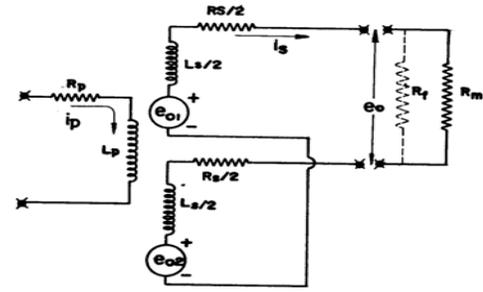
en el material dilataciones–compresiones a lo largo de la dirección de propagación. La onda S se comporta produciendo en el material desplazamientos perpendiculares a la dirección de propagación. En la figura 1 se puede observar estas propiedades de las ondas P y S perpendiculares a la dirección de propagación. En la figura 1 se puede observar estas propiedades de las ondas P y S.



**Fig. 1. Comportamiento por flexibilidad de la piel artificial ondas P y S**

Se aplican dos tipos de nanosensores para medir el movimiento producido por las ondas de la piel artificial:

- Sensores magnetostrictivos, que miden el movimiento de un punto de la membrana relativo a otro punto.
- Sensores inerciales, magneto-resistivos los cuales miden el movimiento de la piel utilizando una referencia inercial (una masa que tiene un acoplamiento débil con la membrana). Para los sistemas magneto-resistivos en el enrollado primario se aplica normalmente un voltaje alterno sinusoidal de 3 a 15 V (valor efectivo o RMS) y una frecuencia entre 60 y 20000 Hz. En los enrollados secundarios se induce una corriente de la misma frecuencia, pero cuya amplitud varía con la posición del núcleo de hierro que acarrea la información del desplazamiento  $x(t)$  que se desea medir. La conexión de los enrollados y el potencial de salida son nulos. En otra posición, una inducción aumenta mientras la otra disminuye, produciéndose un potencial prácticamente proporcional al desplazamiento. El voltaje  $e_0$  generalmente no está en fase con  $e_i$  y cada transformador diferencial dependiendo de la magnitud de sus parámetros, tiene una frecuencia a la cual el desfase no existe. Esta frecuencia generalmente se especifica por el fabricante. En algunas aplicaciones es importante eliminar el desfase y por esto se determinará ahora analíticamente el comportamiento de un sensor inercial basado en transformador diferencial lineal variable con un instrumento de medición (puramente resistivo) acoplado utilizando el circuito de la figura 9.



**Fig. 4. Esquema eléctrico del sensor inercial.**

En el mencionado circuito se ha representado la resistencia  $R_p$  y la inductancia  $L_p$  del primario, así como la resistencia  $R_s/2$  y la inductancia  $L_s/2$  de cada enrollado secundario (los dos son iguales). Se incluye el instrumento de medición, asumiendo su impedancia  $R_m$  puramente resistiva. Los voltajes inducidos en cada enrollado secundario aparecen como “generadores” de voltaje. El voltaje inducido en cada enrollado depende de la inducción mutua  $A$  y la razón de cambio de la intensidad de la corriente en el primario.

$$e_{o1} = A_1 \frac{di_p}{dt}; e_{o2} = A_2 \frac{di_p}{dt} \cdot [V] \quad (1)$$

Las inducciones mutuas dependen del desplazamiento  $x(t)$  según

$$A_1 - A_2 = Qx(t) \cdot [H] \quad (2)$$

La constante  $Q(H/m)$  depende de la construcción del instrumento.

Para el circuito de la figura 4 se puede escribir las siguientes ecuaciones

$$e_i - i_p R_p - \frac{di_p}{dt} L_p = 0; \quad (3)$$

$$e_{o1} - e_{o2} - i_s (R_s + R_m) - \frac{di_s}{dt} L_s = 0; \quad (4)$$

$$e_o = i_s R_m \quad (5)$$

En la ecuación (23) correspondiente al enrollado primario, no se ha incluido el potencial  $(A_1 - A_2)(di_s/dt)$  inducido por la corriente en el secundario, debido a que se asume que esta intensidad no es elevada y, por lo tanto, el potencial que induce es pequeño comparado con  $e_i$ . Resolviendo el sistema formado por las ecuaciones (2), (3), (4) y (5) y aplicando la transformación de Laplace se obtiene

$$\frac{e_o(S)}{e_i(S)} = \frac{A_1 - A_2}{R_p \left(1 + \frac{R_s}{R_m}\right)} \frac{S}{(1 + \tau_s S)} \quad (6)$$

Sustituyendo la  $S$  por  $i\omega$  para hallar la función respuesta frecuencias se tiene

$$\left| \frac{e_0}{e_1}(i, \omega) \right| = \frac{(A_1 - A_2)\omega_n}{R_p \left(1 + \frac{R_s}{R_m}\right)} \cdot M \quad (7)$$

$$\phi = \arctan \frac{1 - a^2}{2\xi a^2}$$

$$M = \frac{a}{\sqrt{(1 - a^2)^2 + (2\xi a)^2}}, \quad a = \omega/\omega_n$$

$$\tau_p = L_p/R_p; \quad \tau_s = L_s/(R_s + R_m)$$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{1}{\tau_p \tau_s}}; \quad \xi = \frac{(\tau_p + \tau_s)}{2} \sqrt{\frac{1}{\tau_p \tau_s}}$$

En la ecuación (7),  $M$  es la ganancia del sistema.

El modulo y la fase de la función respuesta de la frecuencia se observa en la figura 10. Se nota claramente que el desfase es pequeño en la zona donde la frecuencia del voltaje de alimentación es igual a la frecuencia natural del sistema. Es esta la frecuencia óptima de alimentación. En la ecuación (7) se indica el valor de la frecuencia natural, que depende de las constantes de tiempo del primario y del secundario. Pero la constante de tiempo secundario depende de la impedancia  $R_m$  del metro. Entonces, la frecuencia natural no depende solamente del sensor inercial, sino también del instrumento de medición.

Para eliminar esta ambigüedad se puede colocar una resistencia  $R_f$  en el circuito (indicada con línea de trazos en la figura (4)). Si  $R_m$  es mucho mayor que  $R_f$ , entonces se puede reemplazar  $R_m$  por  $R_f$  en todas las ecuaciones precedentes. Se garantiza así que los parámetros sean una propiedad del sensor, desde luego, se debe tener cuidado de colocar un instrumento de medición con una impedancia de entrada  $R_m$ , al menos 20 veces mayor que  $R_f$ .

Las resistencias de los tensoelementos metálicos tienen valores estandarizados de 120; 350; 600 y 1 000  $\Omega$ . La tolerancia se especifica; por ejemplo  $120 \pm 0.25\Omega$ . La linealidad es de hasta un 0,1% hasta 4 000  $\mu\epsilon$  y no menos de un 1% hasta 10000  $\mu\epsilon$ .

El  $\mu\epsilon$  (microdeformación) es una unidad adimensional de deformación longitudinal unitaria que quiere decir que  $\epsilon = 10^{-6}(\text{m/m})$  o  $(\text{mm/mm})$  o  $(\text{cm/cm})$ , etc. La deformación para romper los tensoelementos metálicos está entre 20 000 y 25 000  $\mu\epsilon$ . La vida útil de los tensoelementos, sometidos a cargas cíclicas (fatiga), es de  $10^7$  ciclos completos, si las deformaciones no exceden los 1 000  $\mu\epsilon$ . Existen tensoelementos especiales capaces de resistir deformaciones relativamente grandes, como por ejemplo, después de la zona de fluencia. Estos últimos resisten deformaciones del orden de los 100 000  $\mu\epsilon$ .

La corriente máxima que debe circular por un tensoelemento metálico depende de la disipación de calor en el punto donde se ha pegado este, pero 30 mA es una cifra prudencial.

Para los tensoelementos semiconductores la resistencia es de  $12\Omega$ , la linealidad dentro de un 1%, hasta 1 000  $\mu\epsilon$ , la deformación de rotura, aproximadamente de 5000  $\mu\epsilon$  y la vida útil, sometidos a fatiga, es de  $10^6$  ciclos. Generalmente los tensoelementos semiconductores han de ser usados cuando sea imprescindible, como la situación de medir deformaciones extremadamente pequeñas. La menor deformación que se puede medir con tensoelementos metálicos es de orden de 0,1  $\mu\epsilon$  y con tensoelementos de semiconductor del orden de 0,001  $\mu\epsilon$ .

Con los tensoelementos de la figura 24 se mide la deformación unitaria  $\epsilon_x$ , en la dirección longitudinal, que se le designará ahora como la dirección  $x$ . Para calcular el esfuerzo normal en la dirección  $x$ , es necesario conocer a priori que no hay esfuerzo normal en la dirección  $y$ , como en el caso de una barra sometida a tracción o compresión. Entonces, para un material elástico con módulo de elasticidad  $E$  ( $Pa$ ) y dentro de la zona elástica se tiene

$$\sigma_x = E \epsilon_x \quad [Pa] \quad (8)$$

Si no se estuviese seguro de la ausencia de  $\sigma_y$ , se colocaría otro tensoelemento en la dirección  $y$ , de forma que su eje tendría  $90^\circ$  con respecto al eje del primer tensoelemento. Ahora se tendría las lecturas  $\epsilon_x$  y  $\epsilon_y$ . Recordando la ley de Hooke generalizada se tiene que

$$\epsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} - \frac{\mu}{E} (\sigma_y + \sigma_y); \quad (9)$$

$$\epsilon_y = \frac{\sigma_y}{E} - \frac{\mu}{E} (\sigma_x + \sigma_x); \quad (10)$$

La letra griega  $\mu$  representa el coeficiente de Poisson del material (se supone que no se excede el límite elástico). Aquí  $\sigma_x = 0$ . Entonces, despejando los esfuerzos se obtiene

$$\sigma_x = \frac{E}{1 - \mu^2} (\epsilon_y + \epsilon_y); \quad (11)$$

$$\sigma_y = \frac{E}{1 - \mu^2} (\epsilon_x + \epsilon_x); \quad (12)$$

De esta forma se puede determinar los esfuerzos normales en las dos direcciones.

Se observa que se trata de un sistema de segundo orden con dos constantes de tiempo reales. Entonces este sistema no puede ser subamortiguado. Si las dos constantes de tiempo son iguales, la relación de amortiguamiento vale 1 y la ecuación (26) describe un sistema con amortiguamiento crítico.

La Figura. 5 presenta las curvas del módulo y la fase de la ganancia para una relación de amortiguamiento unitaria. En el

vecindario de la resonancia la ganancia es 0,5 y la fase aproximadamente 0 grados angulares.

Si se dispone de un sensor inercial se puede introducir una senoide en la entrada por medio de un generador de sinusoidales y variar la frecuencia de la señal hasta que la amplitud del voltaje en la salida sea un máximo.

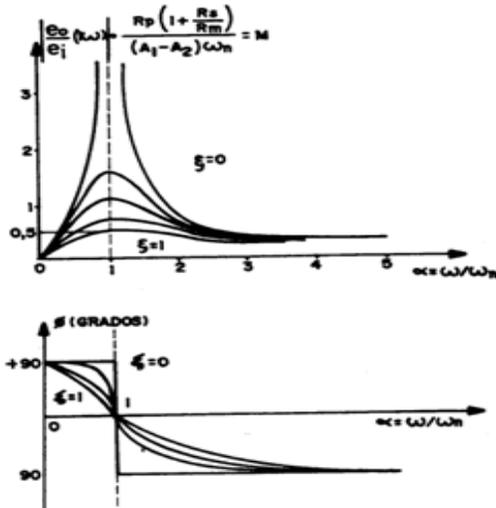


Fig. 5. Módulo y fase de la función respuesta de frecuencias

Si en la práctica no se pudiese despreciar el efecto de la autoinducción sobre el primario, el sensor inercial se debe alimentar con una frecuencia dada.

## 6. IDENTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Nombre del Semillero	Instrumentación & Control
Tutor del Proyecto	Dr. Antonio Faustino Muñoz

Grupo de Investigación	Control y Mecatrónica
Línea de Investigación	Control y Automatización

## 6.1. CRONOGRAMA DEL PROYECTO

ACTIVIDAD		DURACIÓN (MESES)					
		1	2	3	4	5	6
Concepto y Diseño	Recopilación Bibliográfica.	█					
	Analizar el comportamiento		█				
Diseño, Análisis y Optimización	Estudiar y analizar las técnicas de control.		█				
	Implementar el prototipo simulado			█	█		
Prototipo Físico	Diseño y evaluación del Modelo de control de los sistemas...			█	█		
	Elaboración de un modelo a escala para estudiar comportamiento de los sistemas				█	█	
Producto Final	Documentación del Proyecto sobre la metodología de diseño de los sistemas de control					█	█

## 7. REFERENCIAS

- [1] Serrano Herrera M *Nuevos sensores sismológicos basados en la nanotecnología* Dpto. Habana, Centro Nacional de Investigaciones Sismológicas. La Lisa, La Habana, Cuba
- [2] Jiménez Calderón C. *Investigación Tecnológica en Ingeniería*. Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, Perú. 2009
- [3] Vera Perez F. *Sistema electrónico de clonación artificial de un sensor de viscosidad basado en hardware evolutivo*. trabajo de grado para optar por el título de ingeniero electrónico. Universidad de Pamplona. 2006
- [4] Muñoz Antonio F. *Sensorica e instrumentación, Mecánica de Alta precisión*. Pueblo y educación. 1997
- [5] Wolf .S, y D. Treger. 2007. *Spintronic: A new paradigm for electronics for the new millennium*. IEEE Transactions on Magnetics 36:2748.