

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Bases para el Diseño de Actuadores de Polímeros Electroactivos para
Aplicaciones en Músculos**

presentada por

Ing. José Armando Fragoso Mandujano

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. Arturo Abúndez Pliego

Codirector de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Cuernavaca, Morelos, México. Diciembre de 2015.

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Bases para el Diseño de Actuadores de Polímeros Electroactivos
para Aplicaciones en Músculos**

presentada por

Ing. José Armando Fragoso Mandujano

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. Arturo Abúndez Pliego

Codirector de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Jurado

Dr. Eladio Martínez Rayón

Dr. Jorge Colín Ocampo

Dr. José Antonio Arellano Cabrera

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, mor., 01/diciembre/2015

OFICIO No. DIM/276/2015
Asunto: Aceptación de documento de tesis

C. DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Ing. José Armando Fragoso Mandujano, con número de control M13CE045, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado "Bases para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos para aplicaciones en músculos", hemos encontrado que se han realizado todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS



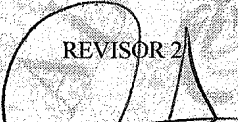
DR. ARTURO ABÚNDEZ PLIEGO
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
6801139

REVISOR 1



DR. JORGE COLÍN OCAMPO
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
4694783

REVISOR 2



DR. JOSÉ ANTONIO ARELLANO CABRERA
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
7420198

REVISOR 3



DR. ELADIO MARTÍNEZ RAYÓN
Doctor en Ciencias en Ing. Mecánica
8500740

C.p. (Lic. Guadalupe Garrido Rivera).- Jefa del Departamento de Servicios Escolares
Estudiante
Expediente

Iniciales AAP/mrsr

SEP

SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, Mor., 3 de diciembre de 2015
OFICIO No. SAC/232/2015

Asunto: Autorización de impresión de tesis

ING. JOSÉ ARMANDO FRAGOSO MANDUJANO
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
PRESENTE

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "**Bases para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos para aplicaciones en músculos**", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"CONOCIMIENTO Y TECNOLOGÍA AL SERVICIO DE MÉXICO"

DR. VÍCTOR HUGO OLIVARES PEREGRINO
DIRECTOR

S. E. P.
CENTRO NACIONAL DE
INVESTIGACIÓN
Y DESARROLLO
TECNOLÓGICO
DIRECCIÓN

C.p. Lic. Guadalupe Garrido Rivera.- Jefa del Departamento de Servicios Escolares.
Expediente

GVGR/mcr

Intentionally left blank

Dedico este trabajo a las personas que sin ellas,
sin sus ánimos, apoyo y amor,
no estaría en este lugar.

A mis padres, Armando y Margarita

A mis hermanos Rosa Martha y Guillermo

A mi abuelita Genara

A mi cuñada y sobrinos Chary, Guillermo, Mateo

A quien me animó y apoyó sentimentalmente, a ti María José

A quien siempre tendré presente en mente y corazón, Carlos Fragoso †

Agradecimientos

A Dios por regalarme día a día vida para concluir este sueño.

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por permitirme realizar mis estudios y proveer de los recursos necesarios.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico proporcionado.

Al Dr. Arturo Abúndez Pliego por la dirección de este trabajo, por sus consejos y amistad.

Al Dr. Andrés Blanco Ortega por su asesoría.

Al comité revisor conformado por: Dr. Eladio Martínez Rayón, Dr. Jorge Colín Ocampo y Dr. José Antonio Arellano Cabrera, gracias por tomarse el tiempo de leer y comentar este trabajo.

A los profesores que compartieron sus conocimientos: Dra. Claudia Cortés García, Dr. Dariusz Szwedowicz Wasik, Dr. Jorge Colín Ocampo, Dr. Arturo Abúndez Pliego, Dr. Andrés Banco Ortega, Dr. Efraín Simá Moo, Dr. Eladio Martínez Rayón.

A los amigos y compañeros que hice en esta ciudad: Luis Carreño, Olivia Mendoza, José Manuel Delgado Cuenca, Javier Cortes, Alberto Pérez, Enrique Alcudia, Carlos Lara, Erick Enríquez, Luis Sommer, Elvis Coutiño, Fernando Castro, Benjamín Sánchez, Aharón Olea, Roger Cundapi, Nadia Salazar, Yordany Lopez, Martin Montero.

A María del Rocío Salazar Ruiz, muchas gracias!

A quien en futuro se tome la molestia de leer este trabajo.

Contenido

Lista de Figuras	IV
Lista de Tablas	VI
Nomenclatura	VII
Resumen	IX
Abstract	X
Introducción	1
1, Estado del arte	4
1.1 Historia de los polímeros electroactivos	5
1.2 Estudios teóricos	6
1.3 Estudios Experimentales	8
1.4 Estudios Teórico-Experimentales	10
1.5 Conclusiones del estado del arte	13
2, Marco teórico	14
2.1 Funcionamiento de los polímeros electroactivos	15
2.1.1 Compuestos metal-polímero iónico (IMPCs)	15
2.1.2 Polímeros conductivos (CPs)	16
2.1.3 Polímeros ferroeléctricos	16
2.1.4 Elastómeros dieléctricos (DEs)	17
2.2 Presión electrostática o de Maxwell	18
2.3 Pre-estiramiento	21
2.3.1 Irregularidades superficiales debido al pre-estiramiento	23
2.4 Mecánica muscular	23
2.4.1 Comparación músculos naturales contra otros tipos de actuadores	26
2.5 Caracterización del DEA	27
2.5.1 Influencia de la frecuencia de excitación en desempeño del actuador	28
3, Diseño experimental	29
3.1 Introducción general	30
3.2 Desplazamiento	31
3.2.1 Sistema	31
3.2.2 Modelo	31
3.2.3 Objetivo del experimento	32
3.2.3 Diseño del experimento	32
3.3 Tiempo de respuesta	34
3.3.1 Sistema	34
3.3.2 Modelo y objetivo	34
3.3.3 Diseño del experimento	35

3.4 Fuerza	35
3.4.1 Sistema	35
3.4.2 Modelo	36
3.4.3 Objetivo	36
3.4.4 Diseño del experimento	36
3.5 Otras variables	38
3.5.1 Resistividad del carbón	38
3.5.2 Consumo de corriente del actuador	39
3.5.3 Influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje con el movimiento del actuador	40
4, Resultados	41
4.1 Informe de resultados, experimento “Desplazamiento”	42
4.1.1 Introducción	42
4.1.2 Procedimiento	43
4.1.3 Resultados	43
4.1.4 Discusión	48
4.2 Informe de resultados, experimento “Tiempo de respuesta”	50
4.2.1 Introducción	50
4.2.2 Procedimiento	50
4.2.3 Resultados	50
4.2.4 Discusión	51
4.3 Informe de resultados, experimento “Fuerza”	52
4.3.1 Introducción	52
4.3.2 Procedimiento	53
4.3.3 Resultados	53
4.3.4 Discusión	57
4.4 Informe de resultados, experimento “Otras variables”	57
4.4.1 Resistividad del carbón	57
4.4.2 Consumo de corriente del actuador	58
4.4.3 Influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje con el movimiento del actuador	58
4.4.4 Discusión	59
4.5 Metodología general de diseño	59
4.6 Metodología para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos.	60
4.7 Construcción de actuadores	64
4.7.1 Selección de materiales	64
4.7.1.1 Elastómero dieléctrico	64
4.7.1.2 Electrodo	64
4.7.2 Estructura	65
4.7.3 Fabricación	65
4.8 Comparación: músculos naturales y DEAs	66
5, Conclusiones y recomendaciones para trabajos futuros	68
5.1 Introducción general	69
5.2 Lista de resultados y conclusiones	69

5.3 Recomendaciones para trabajos futuros	70
Referencias	72
Apéndice A	75
Apéndice B	77
Apéndice C	79

Lista de Figuras

Figura 1.1 Gráfica Campo eléctrico vs deformación transversal.	10
Figura 1.2 Datos preliminares de la deformación axial.	11
Figura 2.1 Esquema del funcionamiento de un IMPC.	16
Figura 2.2 Mecanismo de acción de un CPs.	16
Figura 2.3 Diagrama de funcionamiento de una estructura multicapa.	17
Figura 2.4 Esquema de película elastómera antes y después del estiramiento [Huang, 2012].	22
Figura 2.5 Esquema de correcto pre-estiramiento.	23
Figura 2.6 Esquema de la distribución heterogénea de presión efectiva sobre el elastómero.	23
Figura 2.7 Fuerza producida por la activación muscular.	24
Figura 2.8 Curvas longitud-fuerza ó deformación-fuerza [Full, 1997].	25
Figura 2.9 Curva fuerza-velocidad para el músculo activo.	26
Figura 2.10 Desplazamiento respecto a la frecuencia [Nguyen <i>et al</i> , 2008].	28
Figura 3.1 Esquema del sistema a experimentar.	31
Figura 3.2 Esquema del sistema a experimentar.	34
Figura 3.3 Esquema de medición de resistencia.	39
Figura 3.4 Esquema de medición de corriente eléctrica.	39
Figura 3.5 Esquema del sistema a experimentar.	40
Figura 4.1 Diagrama de la probeta, el sistema de medición y de estímulo eléctrico.	42
Figura 4.2 Gráfica s_z vs. Voltaje ² para 3M VHB 4010.	43
Figura 4.3 Gráfica s_a vs. Voltaje ² para 3M VHB 4010.	44
Figura 4.4 Gráfica s_z vs. Voltaje ² para silicón 736.	45
Figura 4.5 Gráfica s_a vs. Voltaje ² para silicón 736.	45
Figura 4.6 Gráfica s_z vs. Voltaje ² para silicón f109.	46
Figura 4.7 Gráfica s_a vs. Voltaje ² para silicón f109.	46
Figura 4.8 Gráfica s_z vs. Voltaje ² para VHB 8153LE.	47
Figura 4.9 Gráfica s_a vs. Voltaje ² para VHB 8153LE.	47
Figura 4.10 Gráfica s_z vs Voltaje comparativo de polímeros con pre-estiramiento.	48
Figura 4.11 Gráfica s_a vs Voltaje comparativo de polímeros con pre-estiramiento.	48
Figura 4.12 Gráfica s_z vs Voltaje comparativo de todas las pruebas de desplazamiento.	49
Figura 4.13 Gráfica s_a vs Voltaje comparativo de todas las pruebas de desplazamiento.	49
Figura 4.14 Gráfico tiempo vs. Deformación normalizada para los acrílicos (VHB 4010 y 200MP).	50
Figura 4.15 Gráfico tiempo vs. Deformación normalizada para los silicones (736 y f109).	51
Figura 4.17 Diagrama esquemático de la probeta y el sistema de medición.	53
Figura 4.18 Gráfica Voltaje ² vs Fuerza, frecuencia 0.16Hz.	54
Figura 4.19 Gráfica Voltaje ² vs Fuerza, frecuencia 0.5Hz.	54
Figura 4.20 Gráfica Voltaje ² vs Fuerza, frecuencia 1Hz.	55
Figura 4.21 Gráfica Voltaje ² vs Fuerza, frecuencia 10Hz.	56
Figura 4.22 Gráfica Voltaje ² vs Fuerza, frecuencia 50Hz.	56
Figura 4.23 Gráfica Voltaje vs Fuerza, a diferentes frecuencias.	57
Figura 4.24 Gráfica Voltaje vs Corriente.	58
A. Frago/2015/Bases para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos para aplicaciones en músculos.	IV

Figura 4.25 Gráfica Frecuencia vs desplazamiento.	59
Figura 4.26 Fases del proceso de diseño.	60
Figura 4.27 Nomograma de selección de área activa (Fuerza) para acrílico VHB 8153LE.	62
Figura 4.28 Nomograma de selección de área activa (Fuerza) para acrílico VHB 4010.	63
Figura 4.29 Esquema de un actuador y sus elementos principales.	65
Figura 4.30 Esquema de fabricación de una capa Polímero-Electrodo.	66
Figura 4.31 Vista lateral de la configuración de DEA (a) Unidad básica (b) estructura multicapa.	66
Figura 4.32 Comportamiento de fibras musculares y DEA [Ramirez, 2011].	67
Figura A.1 Banco de pruebas.	75
Figura A.2 Probetas para experimentos.	75
Figura A.3 Equipo para experimentación.	76
Figura B.1 Ampliación de nomograma en la <i>Figura 4.22</i> .	77
Figura B.2 Ampliación de nomograma en la <i>Figura 4.23</i> .	78
Figura C.1 Gráfica Fuerza vs Unidad de sensor.	79

Lista de Tablas

Tabla 2.1 Resumen de los principales polímeros electroactivos.	18
Tabla 2.2 Propiedades de diversos materiales contráctiles.	27
Tabla 2.3 Principales características de todos los polímeros que deben caracterizarse.	27
Tabla 3.1 Principales propiedades de los elastómeros.	31
Tabla 3.2 Principales factores y sus respectivas variables que influyen en el comportamiento de un DEA.	33
Tabla 3.3 Tabla para vaciado de resultados.	34
Tabla 3.3 Principales propiedades de los elastómeros a experimentar.	35
Tabla 3.4 Tabla para vaciar resultados.	37
Tabla 3.5 Tabla para vaciar resultados.	40
Tabla 4.1 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 4010 N°1.	43
Tabla 4.2 Resultados experimentales de la probeta de silicón Dow Corning 736 N°1.	44
Tabla 4.3 Resultados experimentales de la probeta de silicón Dow Corning f109 N°1.	46
Tabla 4.4 Resultados experimentales de la probeta de 3M VHB 8153LE N°1.	47
Tabla 4.5 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 0.16Hz.	53
Tabla 4.6 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 0.5Hz.	54
Tabla 4.7 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 1Hz.	55
Tabla 4.8 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 10Hz.	55
Tabla 4.9 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 50Hz.	56
Tabla 4.10 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE.	58
Tabla 4.11: Características y comparación de dos elastómeros dieléctricos.	64
Tabla 5.1 Resumen de resultados.	69

Nomenclatura

Siglas	Significado
EAP	Polímero electroactivo
DEA	Actuador a base de elastómeros dieléctricos
EP	Polímero electrostrictivo
DE	Elastómero dieléctrico
FEM	Método de elemento finito
IPMC	Compuesto metal-polímero iónico
CP	Polímero conductivo

Variable/ Parámetro	Símbolo	Unidades
Campo eléctrico de fallo	E_B	Vm^{-1}
Espesor inicial de la película polimérica	d_0	m
Espesor deformado de una capa de polímero	D	m
Índice de estiramiento	λ	-
Voltaje	V	V
Presión electrostática	p	Pa
Energía electrostática	U	J
Área	A	m^2
Carga eléctrica	Q	C
Relación de Poisson	ν	-
Capacitancia	C	F
Permisividad en el vacío	ϵ_0	Fm^{-1}
Constante dieléctrica relativa del material	ϵ_r	-
Campo eléctrico	E	Vm^{-1}
Módulo de elasticidad	Y	Pa
Deformación eléctrica (transversal)	s_z	-
Deformación eléctrica (lateral)	s_a	-
Área deformada a cierto voltaje	A_i	m^2
Área inicial	A_0	m^2
Fuerza	F	N
Altura del actuador	h	m
Longitud de un lado del actuador (área activa)	L	m

Número óptimo de pruebas	n	-
Desviación estándar	s	m-N
Nivel de confianza	z	-
Error estimado máximo	β	m-N
Resistividad	ρ_{el}	Ω -m
Resistencia	R_{el}	Ω
Área de sección transversal	a_{el}	m ²
Longitud	l_{el}	m

Resumen

En este trabajo se presentan las bases para una metodología de diseño de actuadores de polímeros electroactivos. Esta involucra los parámetros de fuerza, desplazamiento, velocidad y consumo de corriente eléctrica, las cuales se relacionan en base a la ley de presión electrostática o de Maxwell.

Para este trabajo se usaron cuatro elastómeros como dieléctricos, de los cuales dos son acrílicos (VHB 4010 y 8153LE) y dos silicones (f109 y 736). Los electrodos flexibles del actuador está hecha de carbón mineral en polvo. Por su fácil adquisición los materiales antes mencionados son idóneos para la fabricación de actuadores.

En la parte experimental del trabajo, las variables de entrada fueron: voltaje y frecuencia de inducción, como variables de salida se obtuvieron: fuerza, deformación y tiempo de respuesta. Para medirlas se usaron dos métodos:

- a) Mediante el rastreo de imágenes, se determinó la deformación del polímero, con el uso de seguimiento de punto se obtuvo el tiempo de respuesta.
- b) Para medir la fuerza se utilizó un sensor de presión y un circuito electrónico para la adquisición de datos.

La metodología propuesta tiene como base los resultados de las pruebas experimentales, los requerimientos de entrada para el diseño de actuadores son fuerza, desplazamiento y voltaje de operación, como datos de salida se obtienen parámetros geométricos del actuador como altura y área de sección transversal. Se presentan nomogramas donde se relaciona la fuerza con el área de sección transversal y voltaje de operación.

Por tanto, este trabajo es el primer paso hacia el desarrollo de actuadores flexibles para implementarse como músculos artificiales.

Abstract

In this work, we present the basis for a design methodology for actuators of electroactive polymers. The methodology involves the parameters of force, displacement, speed and consumption of electric power, which are related with the law of Maxwell's electrostatic pressure.

Four elastomers as dielectrics, of which two are acrylics (HBV 4010 and 8153LE) and two silicones (f109 and 736) were used for this work. The flexible electrodes of the actuator were made of powdered coal. For easy purchasing the aforementioned materials are suitable for the fabrication of actuators.

In the experimental part of the work, the input variables were: voltage and frequency of induction, as output variables were obtained: strength, deformation, and response time. Two methods were used to measure them:

- a) by tracking images, it was determined the deformation of the polymer, with the use of tracking point was obtained the response time.
- b) To measure the force there was used a sensor of pressure and an electronic circuit for the data acquisition.

The proposed methodology is based on the results of experimental tests, the entrance requirements for the design of actuators are force, displacement and operating voltage, as output data are obtained geometric parameters of actuator as height and cross section area. Presents nomograms where relates the force with the cross-sectional area and operating voltage.

Therefore, this work is the first step towards the development of flexible actuators to be implemented as artificial muscles.

Introducción

Los polímeros presentan ventajas sobre otros materiales, generalmente son bajo costo y peso, tolerantes a la fractura y flexibles, gracias a esas características pueden adaptarse a distintas formas y conservar sus propiedades. A inicios de 1990 [Cohen, 2004] emergió una nueva generación de polímeros, la cual responde a un estímulo eléctrico con mayor capacidad de cambio de forma y tamaño. Este avance en EAP llamó la atención de investigadores de diversas especialidades, las características que captaron la atención son: la capacidad de producir movimientos fluidos, precisos, fáciles de controlar y la ausencia de grandes equipos auxiliares para su accionamiento. Respecto a actuadores flexibles, en la actualidad esta tecnología representa una de las mejores alternativas de _____. Los EAPs se consideran transductores, ya que son dispositivos que transforman de manera directa la energía eléctrica a trabajo mecánico logrando deformaciones entre 10% y 30% [Wissler, 2005]

Los actuadores son dispositivos que generan movimiento (lineal o rotatorio) impulsados por múltiples fuentes de energía, por ejemplo, algún fluido o energía eléctrica. Los actuadores tradicionales (neumáticos, hidráulicos y eléctricos) tienen limitantes que los hacen menos viables unos de otros, como lo es el uso de equipamiento adicional para accionarlos, limitación en movimientos y poca flexibilidad. Con el paso de los años y el desarrollo de nuevos materiales llamados inteligentes se encuentran los polímeros electroactivos (EAP).

Los elastómeros dieléctricos pertenecen a la clase de los EAP electrónicos y poseen propiedades que los destacan del resto de EAP como lo son: altos porcentajes de deformación, alta velocidad de respuesta y eficiencia [Bar-Cohen, 2004]. Los actuadores fabricados de elastómeros dieléctricos (DEA), son básicamente capacitores que consisten en una delgada película de elastómero entre dos electrodos flexibles y según la configuración geométrica que se designe estos producen movimientos de flexión, elongación y acortamiento. Las principales aplicaciones que hasta el momento se han explotado de los elastómeros dieléctricos son: músculos artificiales [Carpi, 2010], lentes ópticos [Aschwanden, 2007], robots [Kwak, 2005], pantallas apticas [Carpi, 2010] y con menor frecuencia, generadores eléctricos [McKay, 2010].

Los músculos naturales son uno de los más importantes actuadores de los sistemas biológicos, los cuales producen movimiento al contraerse y relajarse. En todos los animales el mecanismo de activación es el mismo, por otra parte, los polímeros electroactivos presentan grandes deformaciones en respuesta a estímulos eléctricos. En la actualidad, esta tecnología es la que presenta mayor similitud a los músculos naturales, por esa razón reciben el nombre de músculos artificiales, por la flexibilidad que presentan, los músculos artificiales tienen ventajas sobre otros actuadores, por ello, se usan para imitar movimientos humanos, de animales e insectos. Los elastómeros dieléctricos, al ensamblarse como un

actuador tipo “multicapas” proporciona un movimiento de contracción longitudinal similar al de los músculos naturales con fuerza entre 0 a 20 Newtons [Danfoss, 2009]; lo que los hace ideales para la aplicación que se busca, sin embargo, para controlarlos se requieren voltajes del orden de los miles de voltios, y corrientes cercanas a los 0.5 mA [Sánchez, 2013].

En 1880 Roentgen [Roentgen, 1880] midió el cambio de volumen de una tira de polímero ante un estímulo eléctrico, mas adelante, en 1899 Sacerdote [Sacerdote, 1899] formulo ecuaciones que describen el experimento que realizo Roentgen. Desde su lanzamiento a finales de 1990 los elastómeros dieléctricos han ganado importancia gracias a que presentan la mejor transducción de energía eléctrica a mecánica dentro de los materiales poliméricos. En los últimos 15 años el desarrollo de nuevos materiales, métodos de manufactura y aplicaciones, abren una ventana de oportunidades a nuevos desarrollos tecnológicos.

En el capítulo 1 se presenta la revisión bibliográfica, donde se describe el desarrollo histórico de los polímeros electroactivos y los trabajos relacionados con actuadores basados en elastómeros dieléctricos, los cuales permiten tener un marco de referencia para la comprensión de este trabajo. En el capítulo 2 se describen las ecuaciones y modelos que rigen el comportamiento mecánico de los DEAs, además, se describen factores externos que influyen en el comportamiento de los DEAs y que se deben tomar en cuenta para el análisis experimental. En el capítulo 3 se presenta el diseño de los experimentos. En el capítulo 4 se presentan los resultados experimentales, los cuales se comparan y discuten. Además, se presenta la metodología de diseño de actuadores basados en polímeros electroactivos. Finalmente en el capítulo 5 se presentan las conclusiones del presente trabajo y las recomendaciones para trabajos futuros.

El objetivo general de este trabajo es:

“Establecer las bases para el desarrollo de una metodología de diseño de actuadores basados en polímeros electroactivos con aplicaciones en músculos artificiales.”

El objetivo específico es:

“Construir y caracterizar mecánicamente actuadores de polímeros electroactivos. Obtener tablas de desempeño mecánico y comparar los resultados con la contracción concéntrica muscular”

El alcance de este trabajo es el desarrollo de una metodología de diseño para actuadores de polímeros electroactivos. Para el desarrollo de dicha metodología se realizó:

- Estudio teórico-experimental del fenómeno

- Con los resultados experimentales formular la metodología de diseño
- Estudio del comportamiento de cuatro polímeros, dos acrílicos elastómeros (3M VHB 4010 y VHB 8153LE) y dos silicones (Down Corning f109 y 736)

1

Estado del arte

1.1 Historia de los polimeros electroactivos

1.2 Estudios teóricos

1.3 Estudios experimentales

1.4 Estudios teórico-experimentales

1.5 Conclusiones del estado del arte

1.1 Historia de los polímeros electroactivos

Existen diversos tipos de polímeros en los que sus propiedades se controlan y su comportamiento se modifica por una variedad de estímulos externos como temperatura, presión y campo eléctrico, algunos de estos polímeros mantienen la deformación, mientras que otros presentan deformaciones reversibles. Generalmente, los polímeros suelen tener un comportamiento pasivo, al unirlos con materiales activos pueden convertirse en estructuras inteligentes, las cuales permiten controlar con precisión la forma y deformaciones, tomando como ventaja la resiliencia y resistencia que caracteriza a los polímeros.

Existen diversos tipos de estímulos externos que pueden producir deformaciones elásticas en los polímeros, donde se encuentran los estímulos: químicos, térmicos, neumáticos, ópticos y, magnéticos [Bar-Cohen, 2004].

Los inicios de los EAPs se remontan a 1880 cuando Roentgen [Roentgen, 1880] experimentó con una tira de 16x100 cm de caucho natural fija en un extremo y una masa agregada al lado libre de la tira. Roentgen atribuyó el cambio de volumen en el material al efecto térmico del campo eléctrico y la interacción con la banda de caucho, que en términos generales, se nombra elastómero dieléctrico. Más tarde, Sacerdote [Sacerdote, 1899] formuló la deformación que presenta el polímero en reacción a un campo eléctrico. Este avance sirvió de base para investigaciones posteriores, Eguchi, en 1925, descubrió los polímeros piezoeléctricos (electrets), donde cera de carnaúba, resina, y cera de abejas se solidifica por enfriamiento mientras se aplica un campo de polarización de corriente continua. [Eguchi, 1925].

En 1949, Katchalsky demostró que, cuando los filamentos de colágeno se sumergen en soluciones de ácido o álcali, respondieron con un cambio de volumen. Encontró que los filamentos de colágeno se expanden en una solución ácida y se contraen en una solución alcalina. Aunque otros estímulos se investigaron. Debido a su facilidad y practicidad, la mayoría de las investigaciones se han dedicado al desarrollo de polímeros que responden a estímulos eléctricos, con la finalidad de imitar sistemas biológicos.

En 1960 se observó alta actividad piezoeléctrica en el Poly vinylidene fluoride (PVF2) [Bar-Cohen *et al.*, 1996; Zhang *et al.*, 1998], a partir de esa década la síntesis y análisis de diversos polímeros ha ido en aumento. El avance más grande se observó en los últimos veinte años, donde las estructuras (polímero-material activo) pueden inducir deformaciones mayores al 100% [Peline *et al.*, 1998].

1.2 Estudios teóricos

En esta sección y las posteriores se hace un breve resumen de los artículos de influencia con este trabajo de investigación, se organizan de manera cronológica, en ellos se encuentran estudios teóricos, experimentales y la combinación de ambos.

Bar-Cohen *et al* (1998) ofrecieron una revisión de la situación actual, los desafíos y el potencial de futuras aplicaciones de EAP, hasta ese momento el uso de los EAP se limitó por su restringida capacidad de movimiento. Sin embargo, encontraron que en los últimos quince años surgió una serie de EAP que producen un cambio significativo de tamaño en respuesta a la estimulación eléctrica. Estos materiales tienen una similitud funcional cercana a los músculos biológicos lo cual permite diseñar nuevas estructuras motrices que eran imposibles de hacer hasta hace pocos años. Concluyeron que varios de los nuevos mecanismos y dispositivos incluyendo peces robot, elemento de dirección de catéter, brazos robóticos, pinza miniatura, altavoces, diafragma activo, Braille, y limpiaparabrisas, presentan numerosas ventajas sobre los principales dispositivos motrices por su flexibilidad, tenacidad a la fractura, y controlabilidad, así como el bajo peso que presentan y menor potencia de funcionamiento.

Pelrine *et al* (1998) debatieron las aplicaciones potenciales de la tecnología de la electrostricción de polímeros elastómeros dieléctricos en áreas como micro robots, generadores de sonido y pantallas. Definieron a los polímeros electrostrictivos (EP) como actuadores capaces de dar respuestas eficientes y rápidas con deformaciones altas (> 30%) buenas presiones de actuación (hasta 1.9 MPa), y densidades de energía altas (hasta 0,1 Jg-1) demostrando que el mecanismo de electrostricción se debe a la atracción electrostática de las cargas libres en los electrodos. Estudiaron películas dieléctricas delgadas y uniformes necesarias para la fabricación de actuadores. Fabricaron EP mediante técnicas tales como revestimiento por rotación, colada. Una variedad de materiales y técnicas se utilizaron para producir los electrodos compatibles, incluyendo las técnicas de despegue para esparcir grafito en polvo, humectación selectiva de polímeros iónicamente conductores, y revestimiento por pulverización de carbón y fibrillas en aglutinantes poliméricos.

Pelrine *et al* (2002) notaron que para lograr el movimiento biomimético deseable, los actuadores deben ser capaces de reproducir las características importantes de los músculos naturales como la energía, deformación, tensión, velocidad de respuesta, eficiencia y capacidad de control, aclarando que es un error considerarlo un músculo, ya que sólo es un dispositivo de salida de energía, el músculo natural es una estructura multifuncional. Abordaron que en la locomoción, el músculo a menudo actúa como un absorbente de energía, elemento de rigidez variable, o sensor de posición. Desarrollaron pruebas con técnicas experimentales biológicas donde confirmaron que los músculos artificiales pueden reproducir varias de las características importantes de un músculo natural. Probaron varias

configuraciones diferentes de músculos artificiales, incluyendo actuadores planos y rollos tubulares, remarcaron que los rollos actúan como elementos estructurales. Concluyeron que los elastómeros dieléctricos tienen la capacidad de fungir en aplicaciones de robots biomiméticos por ejemplo, manipuladores de serpiente, mecanismos aleteo de alas similares a insectos y robots que imitan el caminar de los insectos.

Lochmatter *et al* (2007) enfocaron este trabajo en la caracterización de energía de los elastómeros dieléctricos, bajo ciclos cuasi-estáticos de activación, para lograr este objetivo, consideraron la hiperelasticidad del elastómero, se consideró el dieléctrico VHB 4910 en tensión uniaxial. Evaluaron el sistema, permitiendo la caracterización de los estados internos de equilibrio de fuerza plana de actuadores DE bajo activación, ya sea con carga constante o de voltaje constante. Por último simularon un ciclo de activación cuasi-estático de una tira ideal de actuador DE con una pre-deformación uniaxial. Evaluaron la configuración del DEA con respecto al trabajo de la salida por ciclo, así como la eficiencia electromecánica global para diversos niveles de voltaje de activación y diferentes niveles de pre-estiramiento.

Liu *et al* (2009) desarrollaron un elastómero dieléctrico a base de silicona y presentaron sus propiedades de activación, incluyendo deformaciones (hasta ~380%), altas densidades de energía (hasta $\sim 3.4 \text{ Jg}^{-1}$), alta eficiencia, alta velocidad de respuesta, y alta durabilidad, entre otras propiedades. Mostraron que cuando se induce voltaje sobre los electrodos a los elastómeros dieléctricos, el polímero se contrae a lo largo del campo eléctrico y se expande en el plano transversal. Su trabajo consistió en la síntesis y caracterización electroactiva de un elastómero de silicona. La película se pre-estiró y se indujo un cierto campo eléctrico y se midió la deformación inducida por la presión de Maxwell, se incorporó titanato de bario (BaTiO_3) en la silicona para la fabricación del silicón. Los resultados experimentales mostraron que el módulo elástico y la constante dieléctrica mejoraron significativamente. Los resultados experimentales coincidieron con los de análisis de elemento finito. Además, llevó a cabo un análisis teórico sobre los efectos del campo eléctrico y el comportamiento mecánico del elastómero dieléctrico.

Cârlescu *et al* (2011) trabajaron el modelado y simulación numérica de polímeros electroactivos utilizando el método de elementos finitos (FEM), presentaron resultados sobre la simulación de la compresión de espesor de algunos elastómeros dieléctricos sometidos a estímulos eléctricos. Usaron una configuración plana sencilla para el modelo del actuador, la cual consiste en una película de elastómero entre dos electrodos rígidos circulares. La presión ejercida por los electrodos en respuesta a un voltaje aplicado se calcularon y se insertaron dentro de las expresiones de la deformación mecánica del actuador, obtuvieron ecuaciones lineales constitutivas del material para pequeñas deformaciones. La

respuesta de las deformaciones de los elastómeros se observó con el aumento del módulo de Young. La simulación de elementos finitos se realizó usando un modelo elástico para la película de elastómero, se obtuvieron deformaciones máximas de 20.5%. Estas deformaciones fueron altas teniendo en cuenta que se utilizaron electrodos rígidos.

Huang *et al* (2012) introdujeron una configuración de prueba para disminuir el bajo límite de fallo en los actuadores elastómeros dieléctricos ocasionado por desajuste eléctrico; esto consistió en una lámina delgada de elastómero estirada, electrodos de alambre unidos, y luego incrustados en el polímero. Concluyeron que el campo eléctrico aplicado E_B dependía del espesor deformado d , y el estiramiento aplicado λ . Para el elastómero acrílico investigado, el campo de ruptura de encuentra con: $E_B=51d^{0.25}\lambda^{0.63}$.

Rosset *et al* (2013) compararon las diferentes tecnologías utilizadas para hacer electrodos para DEAs en términos de: impacto sobre el rendimiento del dispositivo DEA (velocidad, eficiencia, deformación máxima), fabricación, miniaturización, la integración de la auto-detección y auto-conmutación, y la compatibilidad con la operación de bajo voltaje. Determinaron que los DEAs se componen de una pila de electrodos electrostáticos, colocados en un marco, la aplicación de voltaje entre los electrodos comprime electrostáticamente el elastómero, que se deforma en el plano o fuera de él dependiendo del diseño. Dado que los electrodos están unidos al elastómero, deben sostener y repetir de forma segura las grandes deformaciones sin dejar de ser conductor, y sin aumentar la rigidez del elastómero. Los electrodos se requieren para el accionamiento electrostático, pero también permiten resistencia y capacidad de detección de la deformación, llevando al diseño de actuadores de auto detección. Concluyeron que mientras el grafito y el carbón es la técnica más utilizada en entornos de investigación, sugieren métodos alternativos de fabricación donde se combine el cumplimiento y la conducción en más del 100% de deformación con una mejor conductividad y/o facilidad de modelado.

1.3 Estudios Experimentales

Bar-Cohen *et al* (2001) identificaron dos tipos generales de EAP. Los primeros son polímeros electroactivos iónicos, que requieren bajos voltajes (<10V) para deformarse, generalmente necesitan ser hidratados para producir reacciones electroquímicas. Los segundos son polímeros electroactivos electrónicos donde se encuentran los piezoeléctricos y electrostrictivos. Estos materiales requieren grandes campos eléctricos (>100 MV/m) para lograr deformaciones longitudinales en el rango de 4-360%. Así mismo experimentaron y analizaron las propiedades electromecánicas relacionadas con el intercambio iónico de EAP conocido como IPMC, desarrollaron técnicas de caracterización para cuantificar las respuestas electroactivas y propiedades de los EAP. Algunas de las dificultades en la

caracterización son: propiedades no lineales, desajuste con electrodos de metal, no homogeneidad e histéresis.

Carpi *et al* (2007) desarrollaron una nueva configuración de actuadores lineales a base de polímeros con capacidad contráctil. Esta configuración consiste en una estructura monolítica hecha de una lámina silicona con electrodos, que se pliega y compacta. El dispositivo resultante es funcionalmente equivalente a una pila de múltiples capas con electrodos interconectados, siendo ventajosamente no discontinua y puede fabricarse en una sola fase, evitando procedimientos de múltiples pasos capa por capa. En resumen se desarrolló y evaluó el desempeño del prototipo preliminar del actuador.

Nguyen *et al* (2013) realizaron un estudio exhaustivo sobre los efectos de los plastificantes incluyendo talato de disodécilo (DIDP), dioctiladipato (DOA) y talato de dioctilo (DOP), así como un alto aditivo dieléctrico, que es titanato de bario ($BaTiO_3$) con respecto al rendimiento global del elastómero sintético basado en acrilonitrilo butadieno (NBR), cuyas ventajas son que sus propiedades se pueden modificar de acuerdo con los requerimientos de las aplicaciones. Dentro del estudio encontraron parámetros que modifican el rendimiento del actuador de acuerdo a la composición de los aditivos y cómo las características mecánicas pueden ser mejoradas según la aplicación. Además, demostraron que las condiciones ambientales como la exposición a la luz y el aire tienen influencia en las propiedades del elastómero sintético, también se da un método para prolongar la vida útil del DEA.

Frediani *et al* (2014) desarrollaron una pantalla portátil táctil, inalámbrica, compacta y ligera, capaz de estimular mecánicamente la punta del dedo de los usuarios, con el fin de simular el contacto con cuerpos blandos en entornos virtuales. El dispositivo se basa en actuadores de elastómeros dieléctricos. El actuador fue dispuesto en la punta del dedo del usuario integrado dentro de una caja de plástico con un circuito compacto de alta tensión, en el antebrazo se dispone de una unidad de medida inalámbrica y de control conectada al actuador a través de cables de baja tensión. Presentaron la estructura del dispositivo y la caracterización del mismo, en términos de respuesta electro-mecánico y relajación de la tensión. Concluyeron con los resultados de una prueba psicofísica destinada a evaluar la capacidad del sistema para generar diferentes niveles de fuerza que pueden percibir los usuarios.

Carpi *et al* (2014) implementaron una solución para las limitaciones de órtesis equipadas con cables o resortes elásticos, que proporcionan sostén o resisten a los movimientos voluntarios de los dedos o muñeca, la principal limitación de estos sistemas es la imposibilidad de modular la rigidez mecánica, lo cual no permite personalizaciones ni control en tiempo real del ejercicio de entrenamiento, al tener control sobre esto mejoraría la eficacia de rehabilitación de pacientes afectados por trastornos

motores de la mano. Presentaron un transductor de rigidez variable hecho de elastómeros dieléctricos fabricado con una película de silicona. Probaron estrategias de control de rigidez permitiendo modulaciones eléctricas de fuerza-alargamiento. Mostraron con sus resultados que la nueva tecnología propuesta es una solución prometedora y viable para desarrollar órtesis de mano eléctricamente dinámicos controlables para rehabilitación de la mano.

1.4 Estudios Teórico-Experimentales

Carpí *et al* (2003) ampliaron los métodos de caracterización electromecánica de actuadores elastómeros dieléctricos, fabricaron actuadores planos con una película de 50 μm de espesor de un elastómero acrílico revestido de electrodos flexibles; midieron la deformación transversal isotónica, la tensión transversal isométrica y la corriente de conducción debido a un impulso (2s) de alta tensión, el estudio se realizó para cuatro materiales de los electrodos: solución de electrolito espesado, pulverización de grafito, grasa de carbono y carbón en polvo (*Figura 1.1*), cuatro valores de pretensado transversal 19.6, 29.4, 39.2 y 49.0 kPa, y diferentes voltajes de excitación hasta el voltaje de ruptura. Los resultados muestran que los actuadores con electrodos de pulverización de grafito y pretensado transversal de 39.2kPa presentaron una deformación transversal isotónica de 6% a 49V/ μm , con una corriente de accionamiento por unidad de área de electrodo de 3.5 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$, y una tensión transversal isométrica de 49kPa a 42V/ μm . Midieron la eficiencia del acoplamiento electromecánico de 10% a 21V/ μm para actuadores con electrodos de solución electrolítica y un pretensado transversal de 29.4kPa. Con los resultados que obtuvieron concluyeron que el material del electrodo y el proceso de pre-tensado influyen fuertemente en el comportamiento de los dispositivos electromecánicos.

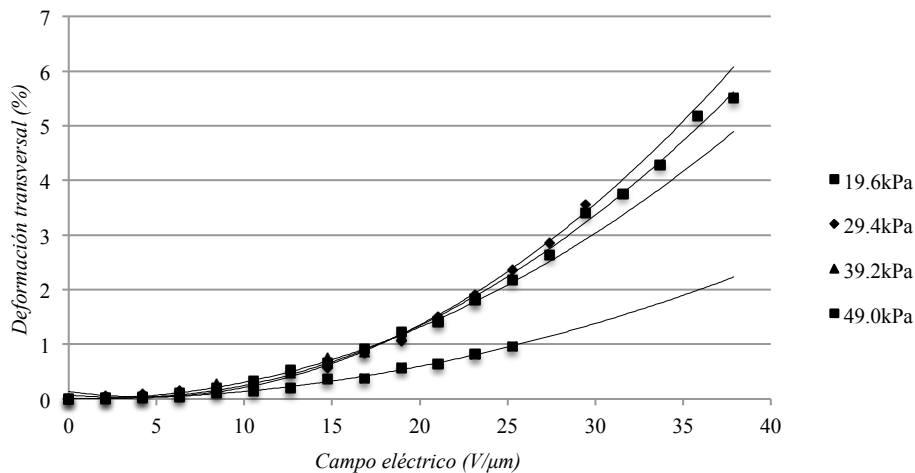


Figura 1.1 Gráfica Campo eléctrico vs deformación transversal, para electrodos de carbón en polvo y diferentes pre-estiramientos [Carpí *et al*, 2003].

Carpi *et al* (2004) describieron teóricamente un nuevo tipo de actuador hecho de elastómeros dieléctricos, capaz de mostrar, en principio, las contracciones lineales activadas eléctricamente. El dispositivo consistía en un cilindro hueco de elastómero, con dos electrodos helicoidales integrados dentro de su pared. Presentaron el principio de funcionamiento, las características del diseño y el proceso de fabricación del nuevo dispositivo, así como datos preliminares sobre la deformación de los primeros prototipos. En la *Figura 1.2* se aprecia el comportamiento de la deformación axial que presentó el prototipo hecho por Carpi.

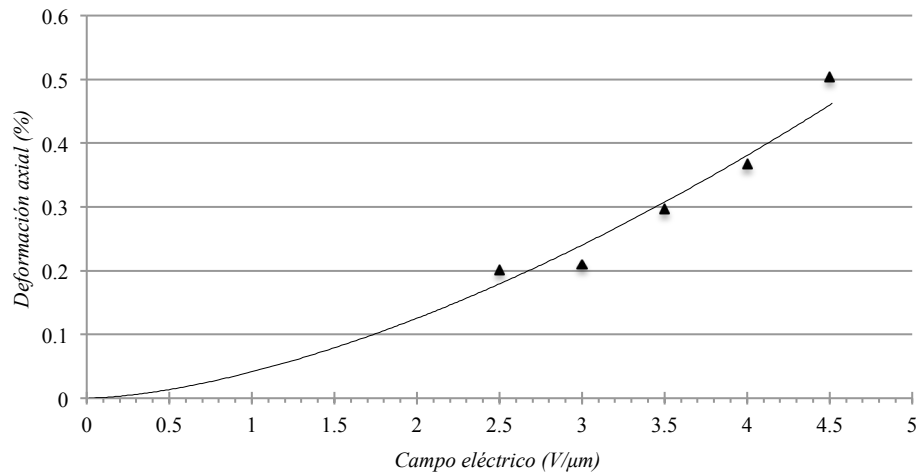


Figura 1.2 Datos preliminares de la deformación axial del actuador fabricado por Carpi *et al*, [Carpi *et al*, 2004].

Schlaak *et al* (2005) experimentaron y desarrollaron una nueva tecnología para fabricar actuadores de elastómeros con pilas de hasta 100 capas. Utilizaron elastómeros de silicona elástica con electrodos de grafito en polvo con el fin de aumentar los valores de tensión absoluta que actúa directamente sobre el elastómero. Evaluaron teóricamente y caracterizaron experimentalmente las propiedades electromecánicas de los actuadores, alcanzando valores de deformación de pretensado máxima de hasta 20% para películas multicapa. La nueva tecnología de fabricación de múltiples capas proporcionó la facilidad de crear actuadores lineales o matrices de actuadores para una amplia gama de aplicaciones como pantallas táctiles para telemanipulación o Braille. La deformación en dirección vertical contra voltaje de conducción mostró histéresis debido a la fricción viscosa entre las capas de elastómero. Estas mediciones corresponden al modelo teórico viscoelástico. La deformación mecánica contra el voltaje de inducción mostró una fuerte no linealidad en las deformaciones >30%. La característica dinámica se evaluó por la medición de la impedancia mecánica en la gama de frecuencias de 2 a 1,000 Hz.

Rajaman *et al* (2008) desarrollaron un proceso de fabricación de un actuador en rollo DE que produce alta deformación (12%), altos ciclos de funcionamiento ~3480 ciclos a deformación máxima, y

rigidez de 144N/m. El actuador en un modelo de elemento finito consiste en un componente axisimétrico de revolución con no linealidad en el módulo volumétrico radial, dicho modelo en elemento finito predice el desplazamiento y deformación del actuador. La deformación radial máxima de compresión se produce en el centro de la capa más interna activa la cual tiene la película más delgada, lo que indica que en esa capa se encuentra el probable punto de fallo. Concluyeron que el modelo no lineal predice desplazamiento del actuador en respuesta al voltaje aplicado.

Araromi *et al* (2011) presentaron una técnica eficiente y de bajo costo para la fabricación de polímeros electroactivos de elastómeros dieléctricos mediante el uso de deposición por pulverización, superando los siguientes problemas o factores: (i) el requisito de capas dieléctricas consistentemente delgadas, para minimizar el voltaje de activación; (ii) la producción automatizada de configuraciones de múltiples capas. La técnica de fabricación de actuadores que se presenta ofrece numerosos beneficios, donde se encuentra: la mejora en escalabilidad, flexibilidad para diferentes configuraciones de DEA y montaje de varias capas con un alto grado de precisión. Además, Desarrollaron un modelo predictivo basado en la distribución de Gauss con el fin de caracterizar el perfil de capas del elastómero depositado y así controlar los principales parámetros de fabricación, lo que aumenta en gran medida la uniformidad en la manufactura del mismo, Así mismo, fabricaron un DEA con dimensiones planas desde 25 mm² hasta 10,000 mm². Demostraron que en comparación con una única capa de silicón, una película compuesta de diversas capas en paralelo tienden a aumentar la potencia máxima de salida. Concluyeron que la técnica de deposición por pulverización tiene mayor ventaja sobre el proceso no automatizado de apilamiento. Al eliminar el apilamiento de capas en el proceso de fabricación, se logra aislamiento eléctrico entre capas, una buena unión capa a capa y la posibilidad de crear estructuras geométricas complejas. Se diseña, fabrica y pone a prueba una estructura multicapa, a los DEA se les realizan pruebas de desplazamiento estáticas y dinámicas con el fin de validar los resultados.

Chuc *et al* (2011) presentaron y experimentaron con un músculo artificial el cual se fundamenta en el principio de un elastómero dieléctrico, lo llamaron actuador multi-capas. Este actuador se fabricó de un nuevo material; un elastómero sintético desarrollado por ellos, dicho actuador se configura con varias películas de este polímero recubiertos con electrodos flexibles en ambos lados. Este diseño permitió que el actuador generara un movimiento rectilíneo de compresión. Además, los actuadores se pueden fabricar en diversas geometrías para satisfacer los requisitos de las aplicaciones para la cual se diseña. Desarrollaron un control proporcional integral derivativo de ancho pulso modulado (PWM-PID) para retroalimentar el controlador, lo implementaron para impulsar el actuador.

Nguyen *et al* (2014) demostraron la aplicación de un actuador elastómero dieléctrico multicapa en un robot biomimético, el elastómero dieléctrico, llamado elastómero sintético, fue desarrollado a base

de caucho de acrilonitrilo butadieno (NBR). El actuador consistió en apilar las capas individuales del elastómero sintético, un actuador lineal, se utiliza en sistemas mecatrónicos y robóticos para generar movimiento lineal. También fabricaron un robot en miniatura impulsado por un sistema de accionamiento biomimético con un mecanismo de 4 patas de dos grados de libertad cada una.

Mc Gough *et al* (2014) detallaron el análisis de elemento finito y validaron experimentalmente actuadores bi-capa en voladizo. Los actuadores se fabricaron mediante la adhesión de capas de elastómeros dieléctricos con electrodos (3M VHB F9473PC) sobre una capa de sustrato pasivo (cinta 3M Magic Scotch), éste análisis simula el comportamiento electromecánico del elastómero dieléctrico bajo un voltaje inducido mediante la aplicación de presión sobre superficies del elastómero dieléctrico donde está presente el electrodo flexible en este caso grasa de carbón. Analizaron por medio de métodos de elemento finito los actuadores de flexión, demostraron que al restringir el movimiento en la región de contorno con electrodos de las capas activas y pasivas proporcionan mejor correspondencia con los datos experimentales. Concluyeron que existen limitaciones con el uso de presiones para aproximar el comportamiento electromecánico del elastómero dieléctrico bajo un campo eléctrico.

1.5 Conclusiones del estado del arte

En la revisión bibliográfica sobresalen tres tipos principales de estudios, los teóricos, experimentales y teóricos-experimentales, siendo estos últimos los más comunes dentro de las publicaciones, hasta el momento han estudiado diversas configuraciones geométricas de actuadores donde se encuentran las membranas, vigas en voladizo, multicapa, entre otros. Respecto a los materiales de fabricación son notables dos vertientes principales, la primera es el uso de elastómeros sintetizados en laboratorio silicones principalmente y la segunda es el uso de materiales comerciales (acrílicos y silicones) los productos de mayor uso son los productos 3M (VHB 4910, 4905 y F9473PC). Como resultado de la revisión bibliográfica se concluye que hasta el momento no se han publicado trabajos en los que se describa una metodología estandarizada para el estudio, diseño y fabricación de actuadores de polímeros electroactivos basados en elastómeros dieléctricos, así mismo de acuerdo con los trabajos publicados, la mejor manera de obtener movimiento lineal de compresión son los actuadores de tipo multicapa. Por otra parte, los estudios de la mecánica muscular y los polímeros electroactivos han estado separados. Esta tesis es un trabajo teórico-experimental, se usaron diversos materiales comerciales para la fabricación de los actuadores (silicones y acrílicos) y se finalizó con la creación de una metodología para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos enfocada en imitar el movimiento de músculos naturales.

2

Marco teórico

2.1 Funcionamiento de los polímeros electroactivos

2.2 Presión electrostática o de Maxwell

2.3 Pre-estiramiento

2.4 Mecánica muscular

2.5 Caracterización del DEA

2.1 Funcionamiento de los polímeros electroactivos

El desarrollo de actuadores que se puedan usar como músculos artificiales, requiere materiales que puedan deformarse a través de cierta estimulación con las características de un músculo natural, como es: poco peso, capaz de deformarse y, un corto tiempo de respuesta [Bar-Cohen, 2004]. En la literatura, se mencionan diversos materiales con las características deseadas; sin embargo, todos ellos tienen diferentes alcances y limitaciones en la aplicación como músculos artificiales. Por ejemplo, elementos piezoeléctricos trabajan bien bajo altas frecuencias, pero su baja deformación y alta rigidez no es adecuado para aplicación en músculos [Madden *et al*, 2004]. por otro lado, las aleaciones con memoria son capaces de realizar grandes deformaciones pero estos necesitan enfriarse para recuperar su forma original [Hunter, 1992]. Existe un grupo de polímeros, polímeros electroactivos (EAPs), son los candidatos idóneos para ser usados como músculos artificiales, debido a que tienen características similares a la de los músculos naturales como poco peso, la capacidad de deformarse y puede generar largos desplazamientos con relativamente poco tiempo de respuesta [Bar-Cohen, 2004; Madden *et al*, 2004].

Los EAPs son polímeros capaces de deformarse bajo una estimulación eléctrica, existen diversos tipos EAPs dependiendo de su principio de funcionamiento, pueden ser divididos en dos principales categorías: EAPs iónicos, que incluyen compuestos de metal-polímero (IMPCs) y polímeros conductivos (CPs), y los activados por campo eléctrico que incluyen polímeros ferroeléctricos y elastómeros dieléctricos (DEs). El principio de funcionamiento de los polímeros iónicos se basa en la migración de iones al paso de corriente eléctrica. En rasgos generales, requieren baja tensión eléctrica alrededor de los 10 Voltios pero carecen de buena eficiencia [Bar-Cohen, 2004]. Por otra parte, los polímeros activados por campo eléctrico usan directamente la fuerza eléctrica y teóricamente tienen mayor eficiencia electromecánica. Adicionalmente tienen deformaciones grandes en un tiempo de respuesta relativamente corto [Madden *et al*, 2004]. Sin embargo, se necesitan voltajes altos en el orden de los kilovoltios para su funcionamiento [Bar-Cohen, 2004; Roentgen, 1880]. A continuación se presenta una breve introducción a estos cuatro distintos EAPs.

2.1.1 Compuestos metal-polímero iónico (IMPCs)

Los IMPCs se estudiaron durante los últimos veinte años, en 1992 Oguro los propuso por primera vez [Oguro, 1992]. Como se muestra en la *Figura 2.1*, los IMPC se construyen con un polímero con alta capacidad de intercambio iónico (A) cubierto por dos electrodos de metal flexible de platino u oro (B). El polímero con dicha capacidad, por ejemplo, 3M Nafion® 117 permite la migración de cationes (D) de un electrodo al otro mientras se induce voltaje (E) normalmente menor a 10 Voltios, los iones libres dentro de la membrana se moverán hacia el ánodo del IMPC y causa una distribución no uniforme del volumen de líquido y como resultado induce la flexión del conjunto metal y polímero. Se aprecia en la *Figura 2.1* un

actuador de tipo IMPC, la configuración geométrica del polímero origina que trabaje a flexión pura, éste puede desarrollar fuerza máxima de 7 N y deformaciones mayores al 100% [Bar-Cohen, 2004].

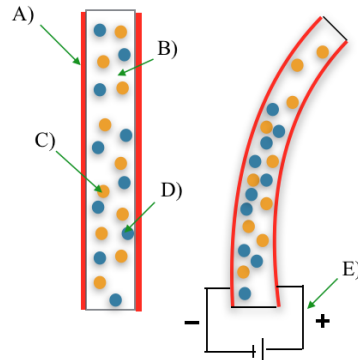


Figura 2.1 Esquema del funcionamiento de un IMPC, cuando un voltaje es aplicado (E), iones libres (C), cationes (D) en el polímero (B) fluyen hacia el ánodo (A) del IMPC [Lai, 2011].

2.1.2 Polímeros conductivos (CPs)

Los polímeros conductivos se presentaron por primera vez por Baughman *et al.* en 1990 [Baughman, 1990]. El mecanismo de acción se basa en la interacción de las cadenas del polímero (A) y el solvente (B) bajo una reacción de óxido-reducción. Durante la reducción, las cadenas del polímero se agregan por el catión al solvente y se expandirá, al contrario, en el proceso de oxidación las cadenas poliméricas se liberan del catión de regreso al solvente por ende tenderá a encoger, así, la idea de un CPs es unir dos capas de CP (A) y electrodos con cargas opuestas, la cual induce movimiento de flexión (Figura 2.2). Los voltajes de actuación son bajas ente 1-2 volts [Kim, 2007], desafortunadamente la eficiencia de operación es baja ~1% [Kim, 2007].

De manera análoga a los IMPCs la Figura 2.2 se muestra un actuador a flexión pura. Al cambiar la polaridad en las terminales, el movimiento del CPs varía de dirección.

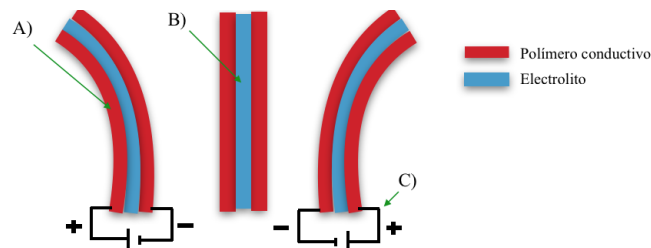


Figura 2.2 Mecanismo de acción de un CPs, A) polímero conductivo, B) electrolito, C) alimentación eléctrica [Lai, 2011].

2.1.3 Polímeros ferroeléctricos

Los polímeros ferroeléctricos se consideran análogos a los ferromagnéticos, ya que, al aplicar un campo eléctrico las partículas del material se alinean [Kofod, 2001], la deformación de los polímeros

ferroeléctricos es capaz de permanecer sin tener que aplicar continuamente un campo eléctrico. Estos polímeros pueden trabajar en el aire, en el vacío o en un medio líquido, teniendo un amplio rango de temperaturas, normalmente entre 20 y 80°C [Madden, 2004].

2.1.4 Elastómeros dieléctricos (DEs)

Desde 1999, los DEs han llamado la atención de investigadores, se fabrican de una membrana incompresible de elastómero entre dos electrodos flexibles. Cuando un campo eléctrico es aplicado a través de los electrodos, presenta un comportamiento similar al de un capacitor, las fuerzas de Coulomb generan un esfuerzo denominado esfuerzo de Maxwell [Roentgen, 1880], y como resultado se obtiene la atracción de los electrodos comprimiendo el elastómero e induciendo una expansión del DE debido a la incompresibilidad del polímero.

Las siliconas y acrílicos se usan como elastómeros dieléctricos y el carbón polvo o grasa u otro metal flexible [Kim, 2007] se usa como electrodos. Los voltajes de operación de dichos polímeros son altos ~1-12kV [Kim, 2007; Madden *et al.*, 2004] lo cual produce un campo eléctrico aproximado de 100MV/m, y altas deformaciones mayores al 100% en algunos casos [Pelrine *et al.*, 2000].

Otro de los beneficios de los DEs es la disponibilidad de los materiales para su construcción, algunos materiales propuestos en la literatura [Carpi *et al.*, 2007; Gallone *et al.*, 2010; Benslimane *et al.*, 2010] son: Dow Corning silicona [Carpi *et al.*, 2007], NuSil CF19-218 silicona [Kornbluh *et al.*, 2002] y cinta acrílica 3M VHB 4905 [Bar-Cohen, 2004]. La cinta 3M VHB 4905 es la de mayor disponibilidad para su adquisición. Las cintas acrílicas presentan un buen comportamiento debido a su alta constante dieléctrica y su alto potencial a la deformación. Adicionalmente la superficie adhesiva permite colocar los electrodos fácilmente, son fáciles de manipular e idóneas para la construcción de prototipos.

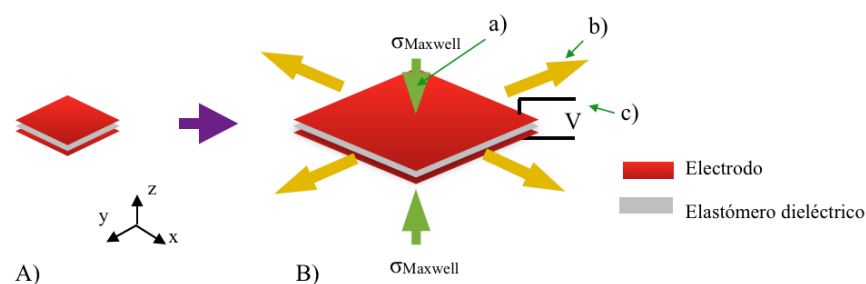


Figura 2.3 Diagrama de funcionamiento de una estructura multicapa cuando un campo eléctrico es aplicado. A) estructura original, previa a aplicarle campo eléctrico. B) estructura deformada [Lai, 2011].

En la *Figura 2.3* se aprecia en A) la estructura previa a la acción de campo eléctrico (c), la presión aplicada (a) tiene directamente el efecto de comprimir el DE, y, debido a la incompresibilidad del elastómero este tiende a deformarse lateralmente (b).

La respuesta de la película elastómera es causada por la interacción entre las cargas electroestáticas en los electrodos [Pelrine, Kornbluh, y Kofod, 1999]. Al inducir cargas opuestas en los electrodos estos

tienen a atraerse el uno al otro, de manera contraria al inducir cargas iguales tendera a repelerse una a la otra.

La *Tabla 2.1* resume las principales características, ventajas y desventajas de los principales tipos de polímeros electroactivos.

Principio de funcionamiento	Ventajas	Desventajas
Compuestos metal-polímero iónico (IMPC)		
El polímero base provee canales donde los iones se movilizan, la fuerza electrostática y el movimiento de los cationes son responsables del movimiento	-Requiere bajos voltajes (1-5V) -Provee amplio pando	-Baja frecuencia de respuesta -Extremadamente sensible a la deshidratación -presenta deformaciones temporales
Polímeros ferroeléctricos		
Polímeros que exhiben cambio de forma en respuesta a un campo eléctrico, alguno de estos polímeros presentan polarización eléctrica espontanea por ello se le conoce como ferroeléctrico	-Producen relativamente grandes deformaciones (~5%) -Presenta alta densidad de energía mecánica debido a su alto módulo de elasticidad -Respuesta rápida (ms)	-Requieren altos voltajes (~150MV/m) -No viable para su producción en masa -Esta limitado a aplicaciones que requieran altas temperaturas
Elastómeros dieléctricos		
Las fuerzas de Coulomb entre los electrodos comprimen el material, provocando que se expanda paralelo a los electrodos, cuando la rigidez del elastómero es baja puede estirarse entre 200~300%	-Grandes desplazamientos, presentan la posibilidad de estirarse entre 200~300% -Rápida respuesta (ms) -Económicos de fabricar	-Requiere altos voltajes (~150MV/m) -El obtener grandes desplazamientos compromete la fuerza del actuador -Requieren pre-estiramiento

Tabla 2.1 Resumen de los principales polímeros electroactivos.

2.2 Presión electrostática o de Maxwell

El término electrostrictivo se usa para describir la respuesta (esfuerzo y deformación) de un material ante un campo eléctrico, la electrostricción de un polímero dieléctrico con electrodos resulta de la fuerza electrostática generada entre las cargas libres en los electrodos y ésta es proporcional al cuadrado del campo eléctrico. La unidad básica que se muestra en la *Figura 2.3* se usa de diferentes formas en el diseño y construcción de actuadores como lo son: multicapas, rollos y tubos. Aunque el principio de operación que se muestra en la *Figura 2.1* es conceptualmente sencillo, el modelado exacto del comportamiento electrostrictivo es importante para la selección de materiales y el diseño y fabricación del actuador. El siguiente modelo matemático (*Ecuación 2.1-2.14*) considera la electrostricción debida a la fuerza que realizan los electrodos; así mismo, se muestra un modelo útil para explicar de forma matemática el mecanismo de electrostricción.

La ecuación básica que describe el comportamiento de los DEAs, se fundamenta en el principio de la fuerza que existe entre dos placas paralelas de un capacitor, sin embargo, los electrodos en un DEA son flexibles, dicha flexibilidad convierte la energía eléctrica en energía mecánica. Se define la presión efectiva

p que actúa sobre el actuador como el cambio de energía electrostática por unidad de área por unidad de desplazamiento del polímero en dirección del espesor, esto es $p = (1/A)dU/dz$ donde A es el área, U es la energía electrostática, y d_0 es el espesor de la película, ésta presión efectiva es la fuerza que actúa por unidad de área en dirección del espesor. Para un material perfectamente elástico, el cambio en la energía electrostática debe ser igual al trabajo mecánico que realiza el actuador. Se asume que una carga Q se aplica a los electrodos, de forma similar se asume un voltaje constante.

Las restricciones mecánicas están relacionadas con la incompresibilidad volumétrica del polímero descritas a continuación, las películas elastoméricas se comprimen con facilidad, pero en un solo caso permanece el volumen constante. A pequeñas deformaciones, esta característica es descrita matemáticamente usando la relación de Poisson ν de 0.5. Si d_0 es el espesor de la película y A el área, en un caso general, la restricción mecánica se expresa:

$$Ad_0 = \text{Constante} \quad (2.1)$$

La energía electrostática almacenada U de la película con cargas opuestas Q y $-Q$ en la superficie, puede escribirse como [Pelrine, 1998]:

$$U = \frac{0.5Q^2}{C} = \frac{0.5Q^2d_0}{\epsilon_0\epsilon_rA} \quad (2.2)$$

Donde $C = \epsilon_0\epsilon_rA/z$ es la capacitancia, d_0 el espesor, ϵ_0 la permisividad en el vacío ($8.84 \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$), ϵ_r la constante dieléctrica relativa del material. El cambio de energía electrostática dU para un cambio dd_0 en el espesor y dA en el área puede ser derivada de la Ecuación 2.2 como:

$$dU = \left(\frac{0.5Q^2}{\epsilon_0\epsilon_rA} \right) dz - \frac{\left(\frac{0.5Q^2d_0}{\epsilon_0\epsilon_rA} \right) dA}{A} \quad (2.3)$$

Aplicando las restricciones de (2.1), se encuentra que $dA/A = -dd_0/d_0$; por lo tanto, se puede reescribir la Ecuación 2.3 como:

$$dU = \left(\frac{Q^2}{\epsilon_0\epsilon_rA} \right) dd_0 \quad (2.4)$$

Por definición, la presión efectiva p es $(1/A)dU/dd_0$, de la Ecuación 2.4 se obtiene:

$$p = \left(\frac{1}{A} \right) dU/dd_0 = Q^2/\epsilon_0\epsilon_rA^2 \quad (2.5)$$

Finalmente, el campo eléctrico E está dado por $E=Q/\varepsilon_0\varepsilon_rA$, por lo que se define la presión efectiva como:

$$p = \varepsilon_0\varepsilon_rE^2 \quad (2.6)$$

El desempeño del actuador depende de la presión efectiva (*Ecuación 2.6*) y deformación, esta última depende de diversos factores como las condiciones de frontera, el módulo de elasticidad, y carga. El modelo mas simple para evaluar el desempeño de un actuador básico es el caso sin carga y restricciones. La deformación de la película sin restricciones se calcula con la *Ecuación 2.6* junto con el módulo de elasticidad Y del polímero, aquí se define el modulo como la razón del esfuerzo σ y la deformación s por lo tanto, $\sigma=Ys$, excepto para materiales no lineales donde $Y=Y(s)$. Normalmente se usan elastómeros con un módulo de elasticidad entre 0.1 a 20 MPa, con falla al voltaje cercana a los $200V\mu m^{-1}$, en materiales suaves se demostró deformaciones en espesor cercanas al 30%.

Si la presión electrostática dada en la *Ecuación 2.6* se balancea con la presión de la película, la deformación del espesor se escribe:

$$s_z = -\frac{p}{Y} = -\frac{\varepsilon_0\varepsilon_rE^2}{Y} = -\frac{\varepsilon_0\varepsilon_r\left(\frac{V}{d_0}\right)^2}{Y} \quad (2.7)$$

Con la finalidad de simplificar la *Ecuación 2.7* y dejarla en términos de cantidades conocidas se reemplaza E por V/d_0 , donde V es el voltaje aplicado, la dimensión del actuador deformado se calcula usando las dimensiones iniciales, para el espesor se tiene $d=d_0(1+s_z)$, donde d_0 es la deformación inicial. La *Ecuación 2.7* provee una aproximación útil de las deformaciones s_x y s_y , se reescribe la ecuación 2.7 en términos de volumen como:

$$(1 + s_z)(1 + s_x)(1 + s_y) = 1 \quad (2.8)$$

Para el caso sin restricciones, se tiene por simetría: $s_x=s_y$, por lo que: $s_a=s_x=s_y$. Sustituyendo en 2.8:

$$s_z + 2s_a + s_zs_a^2 + 2s_zs_a + s_a^2 = 0 \quad (2.9)$$

Resolviendo 2.9 en términos de s_z :

$$s_a = (1 + s_z)^{-0.5} - 1 \quad (2.10)$$

La segunda solución de la ecuación cuadrática $s_a = (1 + s_z)^{-0.5} - 1$, se rechaza porque las deformaciones no son menores a -1, la expansión de primer orden de la *Ecuación 2.10* para deformaciones

pequeñas s_z se reduce a $s_a = -0.5s_z$. A menudo es más fácil medir s_a de manera experimental que s_z , para este caso la *Ecuación 2.10* se resuelve para S_z en términos de S_a :

$$s_z = -\frac{2s_a + s_a^2}{1 + 2s_a - s_a^2} \quad (2.11)$$

Las *Ecuaciones 2.7* y *2.10* se usan para resolver pequeñas deformaciones s_y y s_a , cuando el voltaje y el espesor son conocidos, sin embargo para deformaciones cercanas o mayores al 10% esa aproximación falla. Para deformaciones mayores la ecuación exacta $d = d_0(1 + s_z)$, debe ser sustituida por la *Ecuación 2.7*, de esta sustitución resulta una ecuación cubica en S_z . con la solución:

$$s_z = -\frac{2}{3} + \left(\frac{1}{3}\right) \left[f(s_{d_0}) - \frac{1}{f(s_{d_0})} \right] \quad (2.12)$$

Donde:

$$f(s_{d_0}) = \left[\frac{\left\{ \left(2 + 27s_{d_0} + \left(-4 + (2 + 27s_{d_0})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right) \right\}^{\frac{1}{3}}}{2} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (2.13)$$

y

$$s_{d_0} = -\frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r V^2}{Y d_0^2} \quad (2.14)$$

Las *Ecuaciones 2.12-2.14* en comparación de las *Ecuaciones 2.7* y *2.10* dan una mejor aproximación teórica del comportamiento real de una capa de polímero. El criterio de selección de la ecuación apropiada depende en su totalidad de la precisión y aplicación que se requiere.

2.3 Pre-estiramiento

El pre-estiramiento es el proceso de pre fabricación del DEA, que consiste en extender y fijar el elastómero en un marco rígido previo a la deposición de carbón. De diversas observaciones experimentales el pre-estiramiento mejora significativamente el comportamiento del actuador [Pelrine, 2008]. El mejor comportamiento se le atribuye a diversas razones, la primera de todas, con películas delgadas de polímero se obtiene mayor presión de Maxwell bajo el mismo voltaje, por ende se obtiene mayor deformación. La deformación del elastómero es directamente impulsada por fuerzas electrostáticas llamada presión de Maxwell (*Ecuación 2.6*).

De acuerdo con la definición, presión de Maxwell, es proporcional al campo eléctrico, el cual se define por el potencial eléctrico sobre el espesor del DEA. En otras palabras, para el mismo voltaje de entrada, entre más delgada sea la membrana del DEA, más grande será el campo eléctrico, presión de Maxwell, así como la deformación. La segunda, el pre-estiramiento previene las arrugas en el material. Las arrugas provocan inestabilidad, por lo tanto, al pre estirar y mantener el dieléctrico bajo tensión, la compresión en la membrana tensionada se convertirá en relajación en las zonas inactivas, en otras palabras, el pre-estiramiento trabaja como amortiguador el cual absorbe la compresión no deseada y reduce la posibilidad de fallas. Tercero, el pre-estiramiento aplaza el punto de ruptura del material debida al campo eléctrico. El desempeño del DEA está limitado por la ruptura eléctrica del elastómero [Huang et.al, 2012], la *Ecuación 2.15* define el punto de ruptura eléctrico del material.

$$E_B = 51d^{-0.25}\lambda^{0.63} \quad (2.15)$$

Donde E_B es el campo eléctrico de ruptura el cual depende en tanto del espesor deformado h *Ecuación 2.16*, y el índice de estiramiento aplicado al elastómero, λ .

$$d = \frac{d_0}{\lambda^2} \quad (2.16)$$

Donde H es el espesor inicial de la película de elastómero. La *Figura 2.4* esquematiza el proceso de pre-estiramiento del material, donde una muestra de material con longitud L_1 y L_2 se estira a una longitud λL_1 y λL_2 .

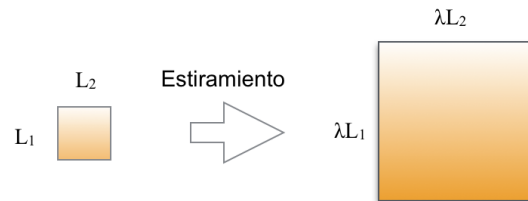


Figura 2.4 Esquema de película elastómera antes y después del estiramiento [Huang, 2012].

Los elastómeros dieléctricos de mayor estudio en trabajos previos son las [Lai, 2011, Rajamani, 2008] cintas VHB 4910 y VHB 4905, manufacturadas de manera comercial por 3M. Para lograr grandes deformaciones en estos materiales se necesita pre-estirar el material con la finalidad de reducir su espesor. Como resultado, la presión de Maxwell aumenta manteniendo fijo el voltaje inducido, en consecuencia la deformación es mayor. La principal desventaja de pre-estirar el elastómero es que debe fijarse en un marco rígido el cual mantenga la forma de la película deformada. Para evitar el proceso de pre-estirado se propone el uso de polímeros con menor espesor dentro de los cuales se encuentra la cinta de transferencia 3M con adhesivo 8153LE, con un espesor nominal de 80µm el cual es menor en comparación de VHB 4910 y 4905

con $1000\mu\text{m}$ y $500\mu\text{m}$, respectivamente. El uso de cinta de transferencia en la fabricación de actuadores asegura alto grado de deformación sin necesidad de pre-deformar el material [McGough *et al*, 2014].

2.3.1 Irregularidades superficiales debido al pre-estiramiento

Como ya se mencionó el pre-estiramiento es el proceso donde la película elastómera se expande lateralmente, la finalidad de este proceso es adelgazar el polímero y, en consecuencia, al inducir voltaje la presión electrostática aumenta. Sin embargo, la expansión lateral diferente en los ejes de expansión (x,y) provoca irregularidades en la superficie del elastómero. La *Figura 2.5* esquematiza en (a) la superficie ideal que se obtiene con el correcto pre-estiramiento de la película de elastómero, en (b) la superficie irregular después del pre-estiramiento real. La presión efectiva que actúa sobre el polímero está dada por la *Ecuación 2.6*, donde el campo eléctrico es inversamente proporcional al espesor de la película, por ello, a mayor espesor, la presión disminuye y viceversa a menor espesor la presión aumenta. La diferencia en espesores hace que el campo eléctrico sobre la superficie sea inconstante (*Figura 2.6*), en consecuencia las deformaciones serán distintas a las que se calculan de manera teórica. Por esta razón, el correcto pre-estiramiento asegura que el funcionamiento del DEA sea el adecuado.

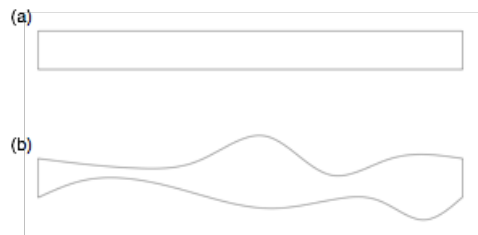


Figura 2.5 Esquema de (a) la superficie ideal que se obtiene con el correcto pre-estiramiento de la película de elastómero, en (b) la superficie irregular después del pre-estiramiento real.

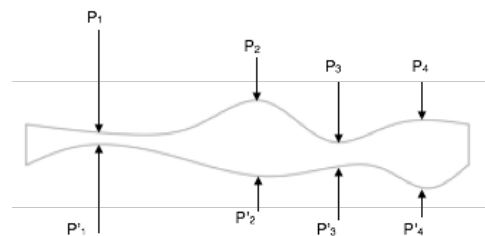


Figura 2.6 Esquema de la distribución heterogénea de presión efectiva sobre el elastómero.

2.4 Mecánica muscular

Los músculos son el elemento que generan movimiento y fuerza en los seres vivos. Existe evidencia de los siguientes elementos estructurales presentes en su constitución: elementos contráctiles que son generadores activos de fuerza (*EC*), elementos elásticos en serie (*EES*) y en paralelo (*EEP*), elementos viscosos (*EV*) y naturalmente elementos inerciales (masa muscular), cada uno de los cuales produce una respuesta que en conjunto generan fuerza y/o movimiento [Pérez, 2007].

La fuerza máxima que puede generar un músculo activo se puede medir cuando éste se encuentra en cierta posición donde su longitud no varía, a este tipo de contracción se le determina como isométrica. La fuerza generada por el músculo durante la contracción isométrica es función de la activación neuronal (*Figura. 2.7*), un pequeño estímulo neuronal produce un pequeño incremento de fuerza llamado espasmo. Consecutivamente, al aumentar el número de espasmos la fuerza producida por el músculo va en aumento hasta llegar a un máximo dónde el cerebro puede seguir enviando estímulos, sin embargo, el músculo es incapaz de producir más fuerza. Otro factor que influye en la producción de fuerza, es el área de sección transversal del músculo, donde, la fuerza es directamente proporcional al área de sección transversal del músculo. La fuerza máxima isométrica puede variar en un rango de 0.7 a 80 Ncm⁻² [Full, 1997; Josephson, 1993]. En general, la fuerza tiende a aumentar cuando la velocidad del músculo es menor. La magnitud total de la fuerza desarrollada por un músculo durante una contracción isométrica depende de la longitud del mismo. La fuerza activa del músculo se ve reducida en las fibras musculares más largas que en las más cortas, debido a la naturaleza de las fibras. La fuerza isométrica se encuentra en músculos con fibras musculares de longitud intermedia. Es importante remarcar que la fuerza pasiva muscular incrementa de forma curvilínea con la longitud del músculo cuando la fuerza activa deja de actuar. Como consecuencia, la fuerza total puede incrementar tanto como la longitud del músculo lo permita.

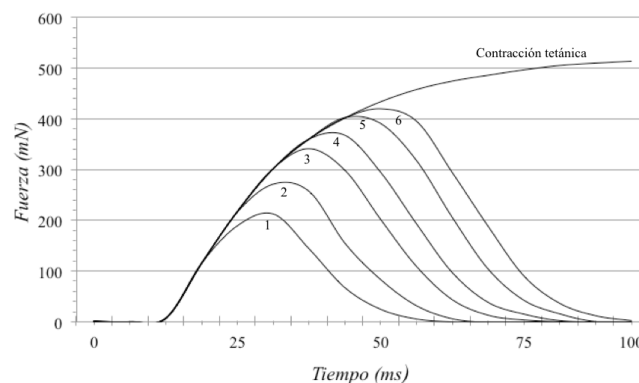


Figura 2.7 Fuerza producida por la activación muscular. La fuerza producida por el músculo de una cucaracha (músculo #177c) incrementa en función del número de impulsos inducidos. [Bar-Cohen, 2004].

En la *Figura 2.7* se observa la influencia de los espasmos musculares respecto a la fuerza que produce, las líneas 1-6, son el aumento de la fuerza a específico número de espasmos, por el mismo efecto de relajación la fuerza tiende a decaer después de cierto tiempo, de manera contraria, cuando la longitud del músculo se mantiene la fuerza es máxima.

La *Figura 2.8* muestra la curva fuerza activa-longitud donde se aprecia que la fuerza disminuye con los cambios en la longitud. La diferencia más grande se observa cuando se compara el comportamiento del músculo de un insecto volador con el insectos que se arrastran como orugas y gusanos [Full, 1997]. Los

músculos que usan los insectos para volar solo pueden generar su máxima fuerza en un rango estrecho de deformaciones (2% a 4%) el funcionamiento de estos músculos es básicamente el vibrar. Al contrario, los músculos usados por insectos rastreros operan en un rango mayor de deformaciones y cambios de longitud (200%).

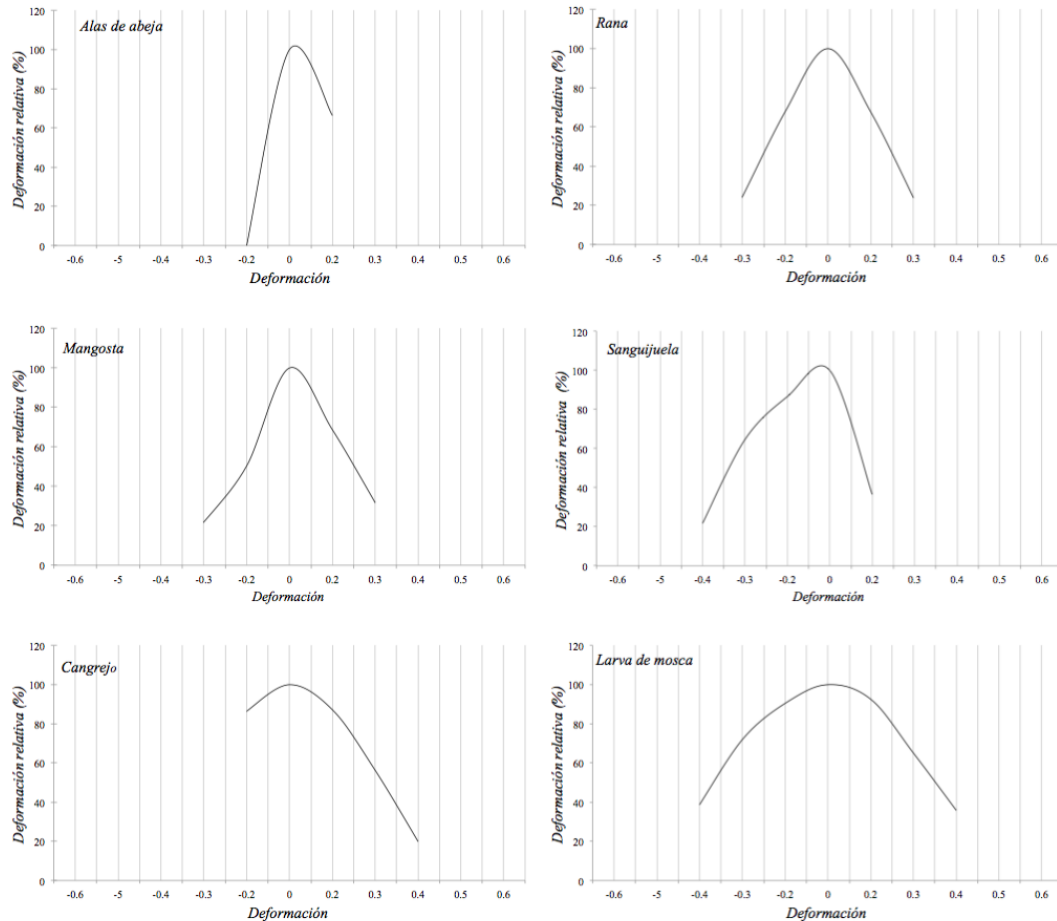


Figura 2.8 Curvas longitud-fuerza ó deformación-fuerza [Full, 1997].

En la *Figura 2.8* para poder comparar la fuerza que desarrollan una variedad de insectos, esta ha sido normalizada respecto a la máxima fuerza isométrica alcanzada. La deformación fue normalizada respecto a la deformación lograda en la contracción isométrica.

En términos generales, la fuerza desarrollada es inversamente proporcional a la velocidad de contracción (*Figura. 2.9*). Dicho de otra forma, cuando el músculo es sometido a grandes cargas, su contracción tiende a ser más lenta. Para el estudio de fuerza y velocidad se necesita variar una mientras la otra permanece constante, refiriéndonos a contracciones isotónicas o isoveloces. Datos obtenidos de diversas especies animales como ranas, ratas, tortugas, peces, entre otras, muestran un comportamiento

similar entre ellas, el rasgo que se encuentra en todos los estudios es una hipérbola rectangular, donde al aumentar la velocidad de contracción la capacidad de soportar disminuye [Full, 1997; Rome and Lindstedt, 1997; Josephson, 1993]. La máxima velocidad de contracción varía en un rango de 0.3 a 17.0 longitud/sec dependiendo del tipo de músculo, [Full, 1997; Josephson, 1993]. La relación fuerza-velocidad para alargamiento no está definida como el movimiento de contracción [Josephson, 1999] (Figura 2.9), sin embargo, cuando el músculo se extiende, la fuerza dinámica desarrollada es aproximadamente el doble que la máxima fuerza isométrica.

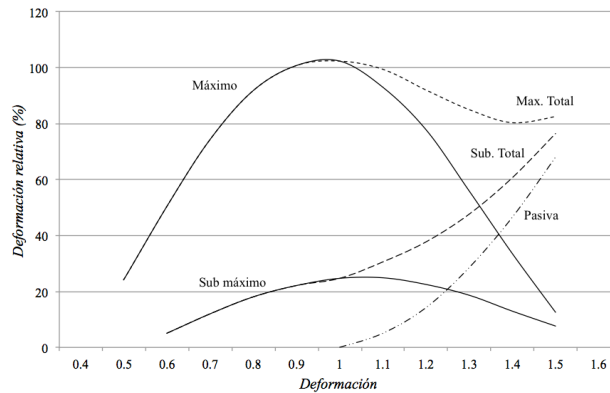


Figura 2.9 La curva fuerza-velocidad para el músculo activo de una cucaracha (línea continua). Fuerza es normalizada respecto a la fuerza máxima isométrica. La velocidad es normalizada como una fracción de la velocidad máxima del músculo [Full, 1997].

2.4.1 Comparación músculos naturales contra otros tipos de actuadores

Un amplio rango de materiales con propiedades semejantes a la de los músculos naturales se encuentra disponibles para su desarrollo. Las propiedades pueden variar considerablemente, particularmente la fuerza, deformación, frecuencia de operación y, potencia que pueden alcanzar. Cada material tiene ventajas particulares dependiendo la finalidad que se tenga, una evaluación apropiada para estos materiales es pensando en el uso ideal para ellos. En varios casos, estas evaluaciones se realizan en comparación directa con músculos biológicos, para lograr eso, se proponen hacer mediciones con la misma metodología y los mismos instrumentos [Bar-Cohen, 2004]. La *Tabla 2.2* muestra las características de ejemplos de varios materiales contráctiles. A excepción del número de ciclos antes de fallo (tiempo de vida), en las características que presentan los diferentes actuadores, por lo menos una característica es similar a la que presentan los músculos naturales, sin embargo, los músculos no poseen propiedades que se alcanzan con otro tipo de tecnología. Los músculos son capaces de crecer y auto modificarse en función de la fuerza y deformación [Hunter, 1992].

Clase	Sub-Clase	Ejemplo	Densidad kg/m ³	Fuerza MN/m ²	Rigidez GN/m ² Δ	Def. %	Vel. de def. s ⁻¹	Pot. W/kg	Densidad de energía kJ/m ³	Ciclos de vida	Efi. %	
Músculo	esquelético cardíaco	humano, corazón	1,037	0.35	0.06	5	>40	5	>100	0.8	>10 ⁹	>35
			1,037	0.1	0.05	5	>40	4	>100	0.8	>10 ⁹	>35
Piezo eléctrico	cerámico polímero	NEPEC-10 PVDF	7,500	35	40	1.1	0.09	>10	>1000	>10	>10 ⁸	>30
			1,780	3	3>1.2	0.1	>1	>100	>1	>10 ⁶	<1	
SMA	NiTi	Fibras	6,450	>200	78	3	>5	3	>1000	>10	>10 ⁵	>3
Polímero	gel conductor	PVA-PAA Polianilina	~1,300	0.3	<0.1	10	>40	0.1	>5	0.4	>10 ⁵	30
			~1,500	180	5	1.7	>2	>1	>1000	>1	>10 ⁵	>30
Magnetostrictivo	tierras raras	Terfenol- D	9,250	70	35	1.4	0.2	1	>1000	>10	>10 ⁵	<20
Electrostático	poliamida	SVCMA	1,061	0.04	<0.01	>10	>1	>10	1	?	>20	

Tabla 2.2 Propiedades de diversos materiales contráctiles, Δ denota la razón que existe entre la rigidez máxima y mínima.

2.5 Caracterización del DEA

Para implementar el uso de los EAP se requiere una base de datos con las propiedades del material, en el mismo sentido, es necesario tener datos de los materiales donde sea posible compararlos y elegir el que tenga las mejores características, mecánicas, eléctricas y electroactivas. Las técnicas de caracterización son una herramienta necesaria para obtener la respuesta del polímero ante estímulos externos. En general, se identifican dos tipos principales de polímeros:

a) EAP electrónicos: Mayormente estos materiales son secos y trabajan por campos eléctricos o fuerzas de Coulomb. Esta categoría incluye piezoeléctricos, electrostrictivos y ferroeléctricos. La deformación es proporcional al cuadrado del campo eléctrico inducido.

b) EAP iónicos: Estos materiales contienen electrolitos, en respuesta a un campo eléctrico transporta iones/moléculas de un polo al otro. Algunos ejemplos de estos materiales, compuestos metal-polímero iónicos y geles iónicos.

La *Tabla 2.3* muestra las principales propiedades de los EAP que se necesitan caracterizar y la medida.

Medida	Propiedad
Mecánica	Coefficiente de Poisson
	Módulo de elasticidad [Mpa]
Eléctrica	Resistencia [ohms por área]
	Constante dieléctrica
Propiedades electroactivas	Deformación
	Deformación inducida eléctricamente [%] o desplazamiento [cm]
	Fuerza
	Fuerza inducida eléctricamente [g], o carga [C]
	Rigidez
	Curva presión deformación

Tabla 2.3 Principales características de todos los polímeros que deben caracterizarse.

2.5.1 Influencia de la frecuencia de excitación en desempeño del actuador

Un solo estímulo tiene una respuesta llamada impulso, al aumentar el número de impulsos la fuerza y el desplazamiento tiende a disminuir, por lo tanto, el desempeño del actuador depende también de la frecuencia con la que se estimule. Cuando se envía un único estímulo se produce una respuesta mecánica. La duración del estímulo es de pocos milisegundos, mientras que la respuesta es de mayor duración ~200ms. El desfase entre el estímulo y la respuesta se debe al tiempo que tarda en viajar el voltaje de la fuente al actuador.

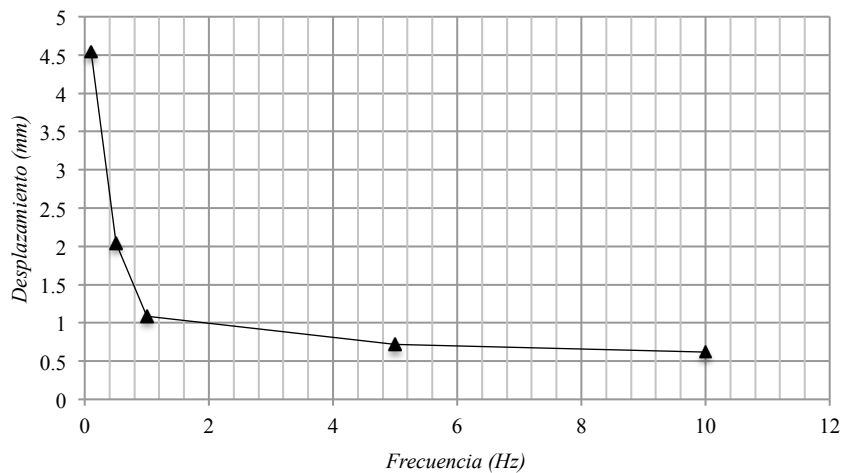


Figura 2.10 Desplazamiento respecto a la frecuencia [Nguyen *et al*, 2008].

De acuerdo con Nguyen, cuando se incrementa la frecuencia (*Figura 2.10*), el desplazamiento del actuador disminuye. El fenómeno de disminución de movimiento ante el aumento de frecuencia de inducción de voltaje se atribuye al tiempo en que el elastómero se relaja, es decir, el tiempo cuanto mayor es la frecuencia no se le permite al polímero regresar a su estado inicial y comenzar con un espesor inicial el fenómeno de compresión. Los resultados que presentó indican que el uso de esta tecnología no es apta para aplicaciones que requieren altas velocidades (>10Hz). [Nguyen *et al*, 2008]. Por otro lado, los músculos humanos funcionan de manera contraria a los DEAs, estos, al aumentar el número de estímulos eléctricos en un tiempo determinado la fuerza tiende a aumentar [Ramirez, 2011].

3

Diseño experimental

3.1 Introducción general

3.2 Desplazamiento

3.3 Tiempo de respuesta

3.4 Fuerza

3.5 Otras variables

3.1 Introducción general

Como se mencionó en la sección 2, el estudio de los elastómeros dieléctricos es reciente a comparación de otro tipo de tecnologías como la neumática e hidráulica, parte del objetivo de este trabajo es presentar tablas de desempeño mecánico de los DEAs, las principales características de un EAP que se deben caracterizar se mencionan a continuación, con una breve explicación del experimento con el que se pretende obtener la información:

- Deformación, se colocó una lámina pre-estirada de polímero sobre un marco rígido, en ambas caras del elastómero se ponen cuadros de carbón en polvo como electrodos, se procede con inducir voltaje y medir la deformación que presenta.
- Tiempo de respuesta, se colocó una lámina pre-estirada de elastómero sobre un marco rígido, se ponen cuadros de carbón en polvo en ambos lados de la película, en las esquinas del cuadro de carbón se colocan marcas rojas para que posteriormente se mida el tiempo de desplazamiento de las marcas.
- Fuerza, se construyó una estructura multicapas de polímero y carbón de forma intercalada (sección 4.6), se induce voltaje y por medio de un sensor de fuerza resistivo se mide la fuerza que desarrolla el actuador.
- Otras, existe información extra que se obtuvo a partir de los experimentos anteriores, como es la corriente que consume el actuador, el comportamiento del actuador al variar la frecuencia de inducción de voltaje y, el valor de la resistividad del carbón en polvo.

En esta sección del trabajo se sientan las bases para las pruebas experimentales, las cuales tienen como objetivo general caracterizar las propiedades electroactivas de las muestras de elastómero dieléctrico, dicha caracterización consta en la medición de fuerza, deformación y tiempo de respuesta.

Los métodos estadísticos para determinar el tamaño de muestra dependen del error estándar de la media, mientras menor sea el error, menor es el tamaño de muestra necesaria para lograr cierto grado de precisión, el número n de muestras necesarias está dada por:

$$n = \left(\frac{zS}{\beta} \right)^2 \quad (3.1)$$

Donde z es el nivel de confianza s la desviación estándar y β error estimado máximo. Para este caso de estudio se estima tener un 95% de confianza en los experimentos, en experimentos de calibración se determinó la desviación estándar de 0.0051 y error de estimación máximo de 0.0061, por lo tanto el número de muestras queda:

$$n = \left[\frac{(1.96)(0.0051)}{0.0061} \right]^2 = 2.68 \approx 3 \quad (3.2)$$

Por lo tanto se necesitan mínimo de tres muestras para tener la confianza suficiente en los experimentos.

3.2 Desplazamiento

3.2.1 Sistema

Una de las principales propiedades de un polímero electroactivo que se caracteriza es la capacidad de deformación ante un estímulo eléctrico, para lograr esto, se plantea usar el siguiente sistema, consta de una película de elastómero (acrílico o silicón) la cual se pre-estiro cierta cantidad dependiendo del material, se fijó a un marco circular, en ambos lados de la película se fijan electrodos de carbón, para hacer la conexión eléctrica se usaron laminillas de aluminio. La *Figura 3.1* esquematiza el montaje del elastómero y las principales partes que lo componen, a continuación la *Tabla 3.1* detalla el coeficiente λ de pre-estiramiento por material, las medidas del marco al cual se debe fijar y las principales propiedades electromecánicas de cada elastómero.

Elastómero	Módulo de elasticidad (MPa)	Constante dieléctrica a 1kHz	Índice de pre-estiramiento λ	Diámetro del marco rígido (mm)	Espesor inicial (mm)	Color	Presentación	Uso común
Dow Corning® f109	1.72	2.8	1.5	50.3	0.5	Blanco	Líquido	Sellador de uso general
Dow Corning® 736	2.24	2.8	1.5	50.3	0.5	Transparente	Líquido	Sellador para altas temperaturas
3M® VHB 4010	1.8	4.7	3	75	1	Transparente	Lámina	Cinta de montaje
3M® 8153LE	0.45	4.7	0	50.3	0.24	Transparente	Lámina	Cinta de transferencia

Tabla 3.1 Principales propiedades de los elastómeros.

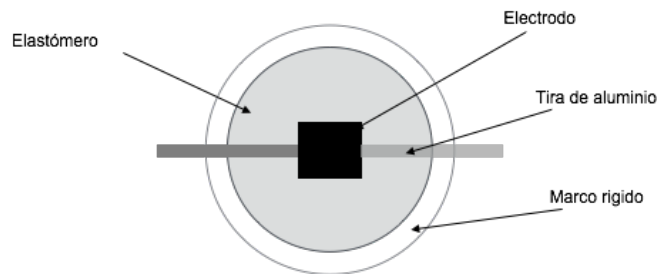


Figura 3.1 Esquema del sistema a experimentar.

3.2.2 Modelo

Como se mencionó, la presión efectiva que actúa sobre la película de elastómero es proporcional al cuadrado del campo eléctrico inducido *Ecuación 2.6*.

Sin embargo para efectos de este experimento, no es posible medir de forma directa la presión electrostática, por tanto, para estimar el efecto que tiene la presión sobre el material, se procede a observar el cambio de área del electrodo de carbón en la superficie del elastómero.

Se sabe que la deformación de un cuerpo elástico es proporcional a la presión (p) entre el módulo de elasticidad (Y), en este caso, la presión que actúa sobre el polímero es la presión electrostática, por lo tanto la deformación transversal está dada por la *Ecuación 2.7*.

De manera experimental es más fácil medir de manera directa la deformación lateral, la *Ecuación 2.10* relaciona con la deformación transversal:

Sustituyendo 2.7 en 2.10 se obtiene:

$$s_a = \left(1 - \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r E^2}{Y}\right)^{-0.5} - 1 \quad (3.3)$$

Se sabe de la mecánica tradicional que la deformación s_a se calcula:

$$s_a = \frac{\sqrt{A_i} - \sqrt{A_0}}{\sqrt{A_0}} \quad (3.4)$$

Donde, A_i y A_0 son el área resultante a un voltaje dado y el área sin estímulo respectivamente. Igualando 3.3 con 3.4, y despejando A_i , se tiene:

$$A_i = \left\{ \left[\left(1 - \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{V^2}{d_0^2}}{Y}\right)^{-0.5} - 1 \right] \sqrt{A_0} + \sqrt{A_0} \right\}^2 \quad (3.5)$$

La *Ecuación 3.5* describe el cambio de área a un voltaje fijo. El área se puede medir de manera directa con el uso de medio ópticos

3.2.3 Objetivo del experimento

Medir la deformación s_a y s_z , a partir del cambio de área del electrodo en cada uno de los materiales.

3.2.3 Diseño del experimento

a) En resumen, el sistema consiste en una película de elastómero con electrodos flexibles en ambos lados, existen variables sobre las cuales no se tiene control en su totalidad, las cuales quedan pasadas en la *Tabla 3.2*, de modo que teniendo en cuenta esto, se prosigue con el experimento.

Factor	Variable específica
Polímero	Envejecimiento del material
	Imperfecciones
Carbón	Propiedades eléctricas
	Propiedades mecánicas
Manufactura	Pre-estiramiento
	Deposición del carbón
Experimento	Condiciones de frontera
	Control de voltaje
Medio ambiente	Temperatura

Tabla 3.2 Principales factores y sus respectivas variables que influyen en el comportamiento de un DEA.

b) El modelo que se presenta en la *Ecuación 3.8* contiene dos variables, el área A_i y el voltaje V , de las variables se toma a V como variable de entrada debido a que es la única que se puede controlar, por lo tanto A_i será la variable de salida.

Para simplificar la representación gráfica del sistema y poder identificar la correspondencia entre modelo y el sistema la ecuación que representa al fenómeno se gráfica en una línea recta, se propone que a partir de las observaciones (cambio de área superficial) se calculen las deformaciones unitarias (s_a y s_z), por ello, la ecuación lineal con la que se trabajará queda de la siguiente manera:

$$s_z = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_0}{Y d_0^2} V^2 \quad (3.6)$$

La comparación con la ecuación de una línea recta

Variable vertical = pendiente x variable horizontal

Se toma:

$$\text{Variable vertical} = s_z$$

$$\text{Variable horizontal} = V^2$$

$$\text{Pendiente} = \varepsilon_0 \varepsilon_0 / Y d_0^2$$

c) El alcance máximo que se tiene está ligado al punto de falla por carga eléctrica, el cual es de 3.7kV para 3M® VHB 4010, 2kV para 3M® VHB 8153LE y, 5kV Dow Corning® f109 y 736. Por lo tanto, el voltaje máximo necesario para estas pruebas es de 5kV, esto no representa problema ya que se tiene un convertidor regulable DC-HDC (C50, EMCO®, EUA) de 0-5kV, con incertidumbre <0.1%, como se mencionó, se tienen variables sobre las cuales no se tiene control absoluto, por lo cual se procede sin considerar por el momento la influencia que tienen.

El sistema de medición será en su totalidad visual, en la parte trasera de las probetas se colocó una escala para que posteriormente las imágenes que se capturen se exporten a un programa de CAD, el

cual tiene precisión de milésimas de centímetro, por este medio se calcula el área en cada una de las pruebas.

d) Se tomó medida de las áreas una a su máxima expansión, se sabe que a partir de 2 segundos después de aplicar voltaje se puede tomar medida con la certeza que el polímero llegó a su máxima deformación, por lo cual se tomó medida 3 segundos después de inducir el voltaje, se tomaron medidas entre 0 y el valor máximo de falla con incrementos de 0.5kV, por cada material se realizaron 3 probetas (*Figura 3.1*) y tres pruebas por probeta, la *Tabla 3.3* muestra el diseño de tabla donde se plasmaron los datos experimentales.

Probeta:			Material:		
Voltaje (kV)	Área (cm ²)	s _a	s _z	Voltaje ² (kV ²)	AU

Tabla 3.3 Tabla para vaciado de resultados.

3.3 Tiempo de respuesta

3.3.1 Sistema

El tiempo en que el polímero tarda en llegar a su máxima deformación, es una de las propiedades que se debe caracterizar, para lograr este objetivo, se usó un sistema similar al del experimento de desplazamiento, con una variante, en las esquinas del cuadro de carbón se colocaron marcas rojas para usarlas en un programa de seguimiento de puntos, la *Tabla 3.1* muestra las propiedades de los materiales y, la *Figura 3.2* señala las principales partes de la probeta.

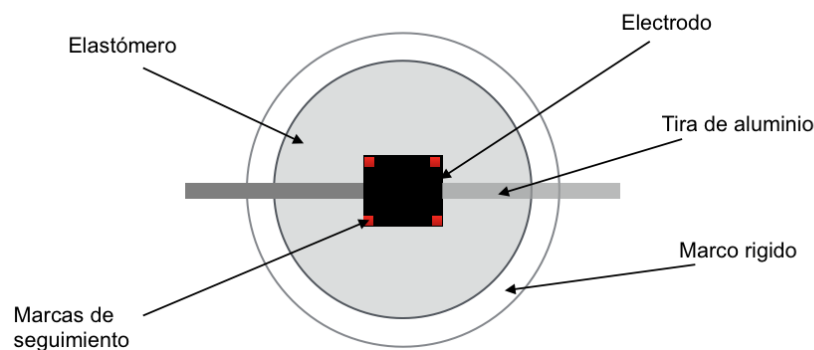


Figura 3.2 Esquema del sistema a experimentar.

3.3.2 Modelo y objetivo

Para este experimento no existe una ecuación analítica que describa el fenómeno que se va a observar, por lo cual se procede sin este conocimiento.

El objetivo de este experimento es:

Medir el tiempo en el que el polímero llega de un área A_0 a un área A_i , para distintos materiales.

3.3.3 Diseño del experimento

a) El sistema de operación consiste en una probeta de polímero (*Figura 3.2*), a la cual se le inducirá voltaje y se medirá la respuesta.

b) El sistema no cuenta con un modelo que describa su comportamiento, sin embargo, se decide que la variable de entrada, la que se puede controlar, sea V , la variable de salida será la deformación y el tiempo.

c) De manera general se siguió la siguiente metodología, una vez hecha la probeta (acrílico y silicón) se le colocaron marcas de seguimiento en cada una de las esquinas (*Figura 3.2*), en la parte superior se colocó una cámara de video digital, se induce voltaje (4.5 y 5 kV) a la probeta, la cámara de video registró el experimento, posteriormente se exporta el video a un programa de análisis de video, donde se seleccionó uno de los puntos al cual va a seguir su movimiento, por lo tanto, se obtendrá el tiempo de respuesta.

3.4 Fuerza

3.4.1 Sistema

Al inducir voltaje a un polímero electroactivo produce movimiento y con el mismo puede desarrollar cierta fuerza dependiendo del voltaje. Bar-Cohen [Bar-Cohen, 2004], menciona que la fuerza que produce cierto voltaje es una de las principales propiedades que se deben caracterizar en todo polímero electroactivo, por ello, se plantea el usar un actuador que consta de capas apiladas de polímero, entre las capas se colocan electrodos de carbón y laminillas de aluminio como interfaz entre la fuente de voltaje y el actuador, la sección 4.6 detalla el proceso de fabricación del actuador. Las *Figuras 4.30* y *4.31* esquematizan el proceso de manufactura del actuador tipo multicapas. A continuación la *Tabla 3.3* detalla las propiedades del polímero con el cual se van a realizar los experimentos.

Elastómero	Módulo de elasticidad (MPa)	Constante dieléctrica a 1kHz	Espesor inicial (mm)	Color
3M® 8153LE	0.45	4.7	0.24	Transparente

Tabla 3.3 Principales propiedades de los elastómeros a experimentar.

3.4.2 Modelo

La presión efectiva que actúa sobre el elastómero es proporcional al cuadrado del campo eléctrico (*Ecuación 2.6*), la mecánica de materiales menciona que la presión es la fuerza que actúa sobre un cuerpo por unidad de área, es decir:

$$p = \frac{F}{A} \quad (3.7)$$

Despejando la fuerza, se tiene:

$$F = pA \quad (3.8)$$

Sustituyendo 3.6 en 4.8.

$$F = \varepsilon_0 \varepsilon_r E^2 A \quad (3.9)$$

Por lo tanto la fuerza que ejerce el actuador está dada por:

$$F = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r V^2}{d_0^2} A \quad (3.10)$$

La cual se puede medir de forma directa con el uso de celdas de carga. El análisis de unidades se desarrolla en el apéndice C

3.4.3 Objetivo

Medir la fuerza F que ejerce el actuador al inducirle diversos niveles de voltaje (0-2kV) y diversos niveles de frecuencia (0-50Hz), hacer este experimento con el acrílico 8153LE.

3.4.4 Diseño del experimento

a) El sistema en operación consiste en una pila de capas de polímero con electrodos flexibles entre capas, existen variables sobre las cuales no se tiene control, dichas variables se presentan en la *Tabla 3.2*, teniendo estas consideraciones se procede con el experimento.

b) El modelo que se presenta en la *Ecuación 3.10* contiene dos variables, la fuerza F y el voltaje V , de ambas se toma V como variable de entrada, debido a que es la única que se puede controlar, por lo tanto F es la variable de salida.

Para simplificar la representación gráfica del sistema y poder identificar la correspondencia entre modelo y el sistema la ecuación que representa al fenómeno se gráfica en una línea recta, se propone que la *Ecuación 3.10* quede de la siguiente manera:

$$F = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d_0^2} V^2 \quad (3.11)$$

La comparación con la ecuación de una línea recta

Variable vertical= Pendiente x Variable horizontal

Sugiere tomar:

Variable vertical = F

Variable horizontal = V^2

Pendiente = $\epsilon_0 \epsilon_r A / d_0^2$

c) El alcance máximo que se tiene está ligado al punto de falla por carga eléctrica, el cual es de 2 kV para el 3M® VHB 8153LE, por lo tanto, el voltaje máximo necesario para estas pruebas es de 2kV, esto no representa problema ya que se tiene un convertidor regulable DC-HDC (C50, EMCO®, EUA) de 0-5kV, con incertidumbre <0.1%, como se mencionó anteriormente, se tienen variables sobre las cuales no se tiene control absoluto, por lo cual se procede sin considerar por el momento la influencia que tienen.

El sistema de medición será por medio de una celda de carga resistiva la cual tiene una incertidumbre de $\pm 0.00186 N$ (la caracterización de la celda de carga se muestra en el anexo C). La celda se colocó entre dos placas de acrílico, dichas placas estarán en los extremos (superior e inferior) del actuador, las señales arrojadas por el sensor se almacenan y posteriormente se analizan de manera estadística.

d) Se tomaron datos cada 10ms durante el proceso de compresión del actuador ya que el tiempo de reacción del mismo es de 200ms, obteniendo un aproximado de 20 mediciones por prueba, se harán pruebas entre 0 y 2 kV con incrementos de 0.5 kV (4 niveles), así mismo se incrementó la frecuencia de inducción de voltaje entre 0 y 50Hz, la *Tabla 3.6* es el diseño donde se plasmaron los resultados experimentales.

Probeta:	Material:	Frecuencia:	Error:	Error CM:
<i>Voltaje (kV)</i>	<i>Fuerza (N)</i>	<i>Voltaje² (kV²)</i>		<i>AU</i>

Tabla 3.4 Tabla para vaciar resultados.

3.5 Otras variables

Durante el proceso de experimentación se encontró información de importancia en la caracterización de los elastómeros dieléctricos, las cuales son:

- Resistividad del carbón
- Consumo de corriente del actuador
- Influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje con el desplazamiento del actuador

Las propiedades que se mencionan no cuentan con un modelo matemático que describa su comportamiento, por lo tanto, en esta sección se muestran los experimentos que se realizaron.

3.5.1 Resistividad del carbón

La resistividad eléctrica describe el comportamiento de un material al paso de corriente eléctrica, materiales con un valor alto de resistividad indica que es mal conductor, de manera contraria un valor bajo indica que es buen conductor. Por naturaleza el carbón mineral conduce electricidad, este cuenta con menor capacidad de conducción a comparación de los metales, sin embargo, presenta ventajas sobre los metales como es menor tamaño de gran, mayor flexibilidad y, de fácil uso en el proceso de manufactura de DEAs. Para tener mejor control en la manufactura de actuadores se procede a medir la resistividad del carbón en polvo. Por ello el objetivo de este experimento es:

Obtener de manera experimental la resistividad del carbón en polvo que se usa en la construcción de DEAs

Se sabe que la resistividad está dada por:

$$\rho_{el} = R_{el} \frac{a_{el}}{l_{el}} \quad (3.12)$$

Donde R_{el} es la resistencia en ohm, a_{el} es área de la sección transversal y l_{el} la longitud. Para lograr el objetivo se plantea:

- a) La prueba se realizó llenando de carbón un cilindro de 4.4cm de altura y 1.7cm de diámetro.
- b) En los extremos del cilindro se colocan láminas de aluminio.
- c) Con el uso del multímetro se mide la resistencia entre las láminas de aluminio, con la información se realiza el cálculo de la resistividad (*Figura 3.3*).

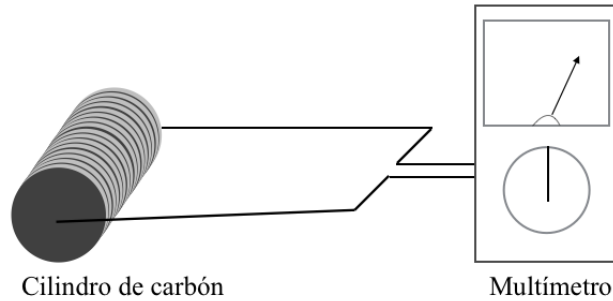


Figura 3.3 Esquema de medición de resistencia.

3.5.2 Consumo de corriente del actuador

La corriente eléctrica o intensidad eléctrica es a grandes rasgos el flujo de carga eléctrica por unidad de tiempo que recorre un material. Se debe al movimiento de las cargas en el interior del material. Para este experimento no se cuenta con un modelo analítico que describa el fenómeno, por lo cual se procede sin este conocimiento. El objetivo de este experimento es:

Medir el consumo de corriente eléctrica de un DEA tipo multicapa.

a) El sistema consiste en un amperímetro conectado en serie con el actuador (Figura 3.4) y de manera directa tomar los datos de corriente.

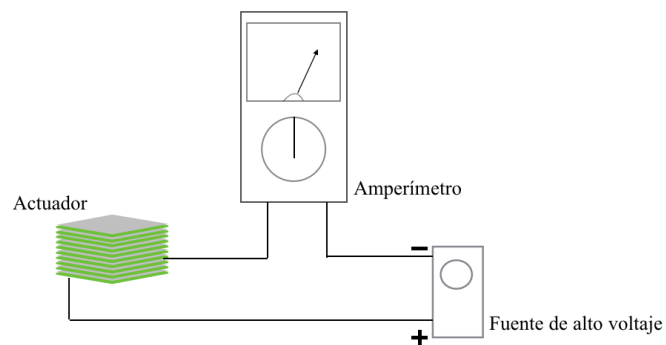


Figura 3.4 Esquema de medición de corriente eléctrica.

3.5.3 Influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje con el movimiento del actuador

Al variar la frecuencia con la que se induce voltaje al actuador afecta de manera directa al desempeño del mismo. Para conocer en qué medida afecta esta variable al desempeño del actuador se plantea la siguiente practica que consta en un actuador multicapa suspendido en el aire fijo en el extremo superior y libre del lado contrario al cual se le inducirá voltaje de 0 a 2kV con incrementos de 0.5kV a la fuente de voltaje se le anexara un generador de pulsos con el cual se varia la frecuencia de 0 a 50 Hz.

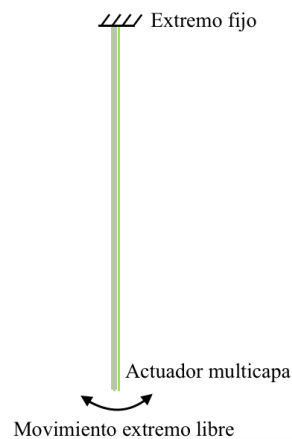


Figura 3.5 Esquema del sistema a experimentar.

Para este caso, no existe modelo que represente el movimiento del actuador, por lo cual se continúa si este conocimiento, la *Tabla 3.3* muestra las principales propiedades del polímero con el que se fabricó el actuador. El objetivo de esta práctica es:

Medir la influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje en el desempeño de u actuador multicapa.

Los resultados de la práctica se vaciaran en tablas como que se muestra a continuación.

Probeta:	Material:	Frecuencia:
<i>Voltaje (kV)</i>	<i>Desplazamiento del extremo libre (cm)</i>	

Tabla 3.5 Tabla para vaciar resultados.

En el capítulo 4 se dan a conocer los resultados y la interpretación de los mismos.

4

Resultados

- 4.1 Informe de resultados, experimento “Desplazamientos”*
- 4.2 Informe de resultados, experimento “Tiempo de respuesta”*
- 4.3 Informe de resultados, experimento “Fuerza”*
- 4.4 Informa de resultados, experimento “otras variables”*
- 4.5 Metodología general de diseño*
- 4.6 Metodología para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos*
- 4.7 Construcción del DEA*
- 4.8 Comparación: músculos naturales y DEAs*

4.1 Informe de resultados, experimento “Desplazamiento”

4.1.1 Introducción

En esta sección se da un informe final del experimento “desplazamiento” Se sabe que la deformación transversal que presenta un polímero al inducirle una diferencia de potencial es proporcional al campo eléctrico que se induce (*Ecuación 3.9*).

El objetivo del presente experimento es:

medir la deformación de diferentes polímeros al inducirles diferentes niveles de voltaje.

El intervalo de confianza es un rango de valores en el cual se encuentra el verdadero valor del parámetro con cierta probabilidad, por otro lado, el nivel de confianza es la probabilidad de que el valor verdadero se encuentre en el intervalo dado, por lo tanto, este experimento se encuentra con un nivel de confianza de 95%, por lo que se tiene un 5% de significancia o probabilidad de equivocaciones, las líneas superior e inferior en las gráficas de resultados delimitan el nivel de confianza, por lo que, los resultados que se encuentre dentro de ellas son correctos.

La cual es lineal en s_z y V^2 , con pendiente $\epsilon_0 \epsilon_p / Y d_0^2$. Así, midiendo la variación de área se puede trazar la gráfica s_z vs. V^2 .

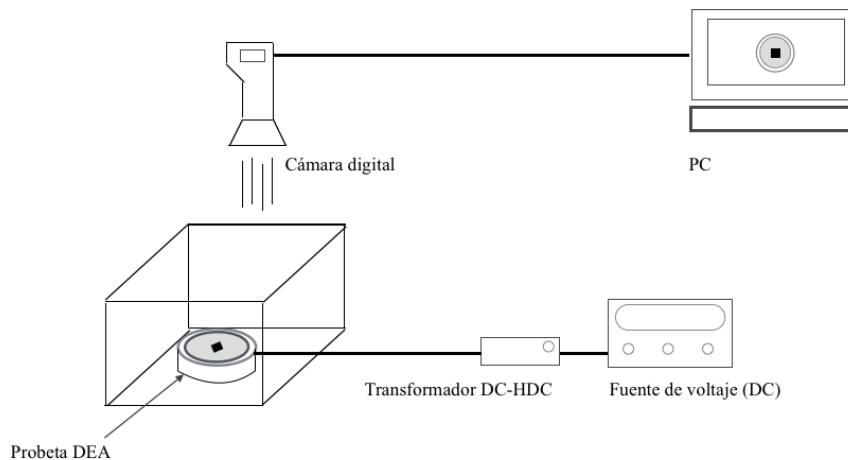


Figura 4.1 Diagrama de la probeta, el sistema de medición y de estímulo eléctrico.

4.1.2 Procedimiento

La *Figura 4.1* muestra el esquema del equipo con el que se experimentó, se midió el cambio de área a diferentes voltajes, Los voltajes inducidos fueron de 0V hasta 5kV, con una precisión $<0.35\%$. Las mediciones se realizaron tres segundos después de inducir el voltaje, y se dejó 30 segundos de relajación de material entre pruebas.

4.1.3 Resultados

Los valores medidos y la incertidumbre máxima por punto se muestran en la *Tabla 4.1*, visualmente, la *Figura 4.2* y *4.3* muestran los valores s_a , s_z y V^2 para el acrílico VHB 4010, También se representa por medio de barras verticales la incertidumbre máxima por cada punto de estudio, los puntos de la gráfica se encuentra dentro un nivel de 95% de confianza. Posteriormente en la discusión se interpreta a mayor profundidad los resultados.

Probeta:1 Material: 3M VHB 4010					
Voltaje (kV)	Área (cm ²)	s_a	s_z	Voltaje ² (kV ²)	AU
0	7.9909	0	0	0	0
0.5	8.0001	0.0006	-0.0011	0.25	±0.0015
1	8.0237	0.0021	-0.0041	1	±0.0014
1.5	8.0558	0.0041	-0.0081	2.25	±0.0013
2	8.1584	0.0104	-0.0205	4	±0.0025
2.5	8.2283	0.0147	-0.0289	6.25	±0.0031
3	8.2464	0.0159	-0.0310	9	±0.0001
3.5	8.3564	0.0226	-0.0437	12.25	±0.0017
4	8.4461	0.0281	-0.0539	16	±0.001
4.5	8.5228	0.0327	-0.0624	20.25	±0.001
5	8.6469	0.0402	-0.0759	25	±0.0015

Tabla 4.1 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 4010 N°1.

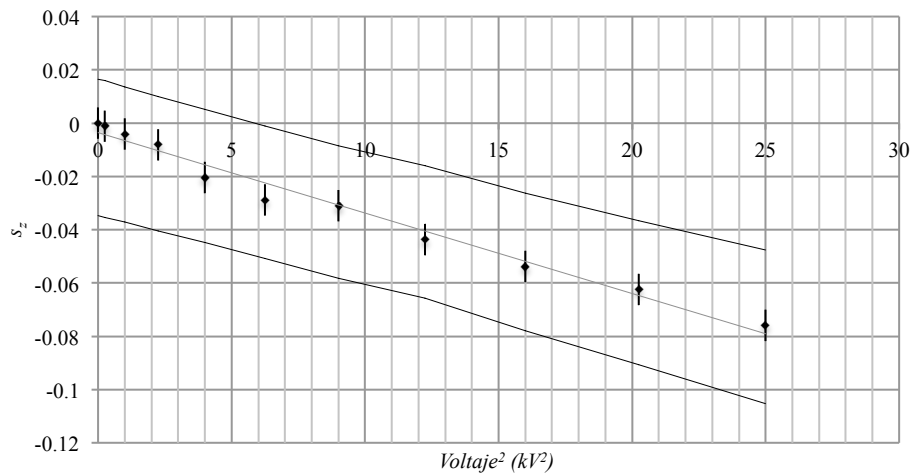


Figura 4.2 Gráfica s_z vs. Voltaje² para 3M VHB 4010.

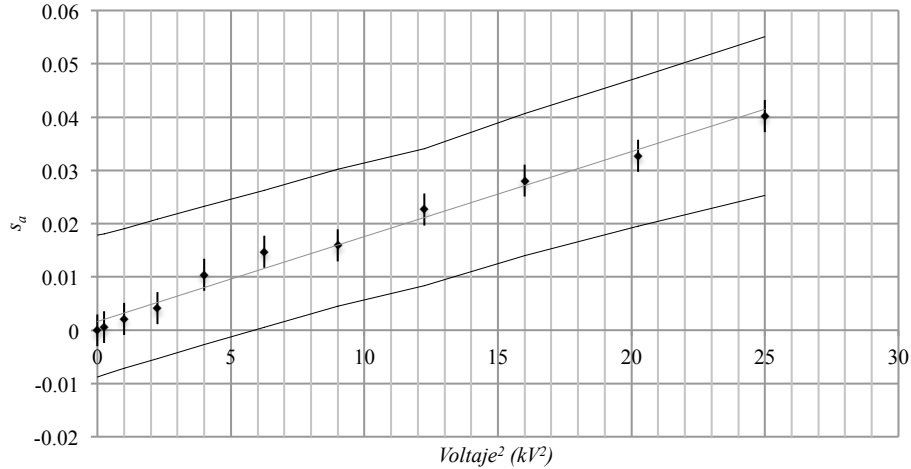


Figura 4.3 Gráfica s_a vs. Voltaje² para 3M VHB 4010.

La *Figura 4.4* y *4.5* señalan la deformación axial y transversal para el silicón 736 respectivamente y la *Tabla 4.2* los resultados experimentales. Los resultados se representan como puntos en una gráfica de dispersión, los puntos se encuentran dentro de un intervalo de confianza de 95%, y en cada uno se representa por medio de barras de error la incertidumbre que existe entre el valor medido y la línea de tendencia. Posteriormente en la discusión se interpreta a mayor profundidad los resultados.

		Probeta: 1		Material: Dow Corning 736	
Voltaje (kV)	Área (cm ²)	s_a	s_z	Voltaje ² (kV ²)	AU
0	5.56	0	0	0	±0.0030
0.5	5.57	0.0009	-0.0018	0.25	±0.0014
1	5.59	0.0027	-0.0054	1	±0.0014
1.5	5.59	0.0027	-0.0054	2.25	±0.0002
2	5.6	0.0036	-0.0071	4	±0.0001
2.5	5.6	0.0036	-0.0071	6.25	±0.0021
3	5.61	0.0045	-0.0089	9	±0.0031
3.5	5.63	0.0063	-0.0124	12.25	±0.0036
4	5.64	0.0072	-0.0142	16	±0.0048
4.5	5.70	0.0125	-0.0246	20.25	±0.0013
5	5.74	0.0161	-0.0314	25	±0.0033

Tabla 4.2 Resultados experimentales de la probeta de silicón Dow Corning 736 N°1.

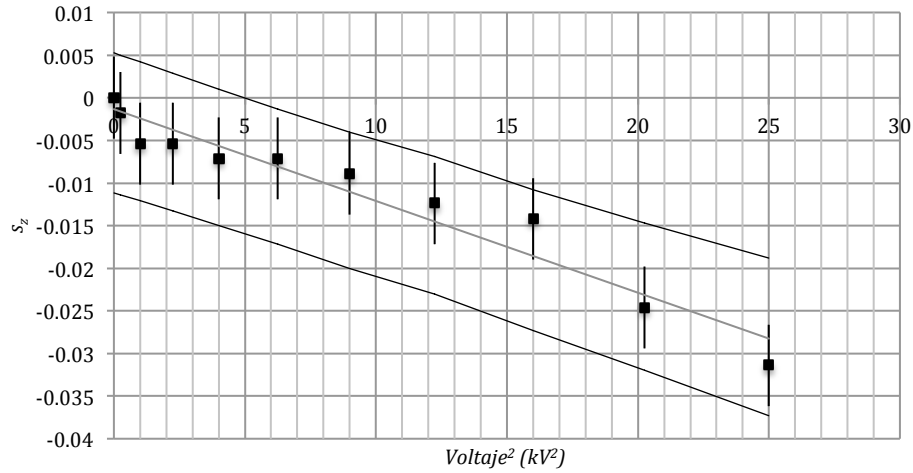


Figura 4.4 Gráfica s_z vs. Voltaje² para silicón 736.

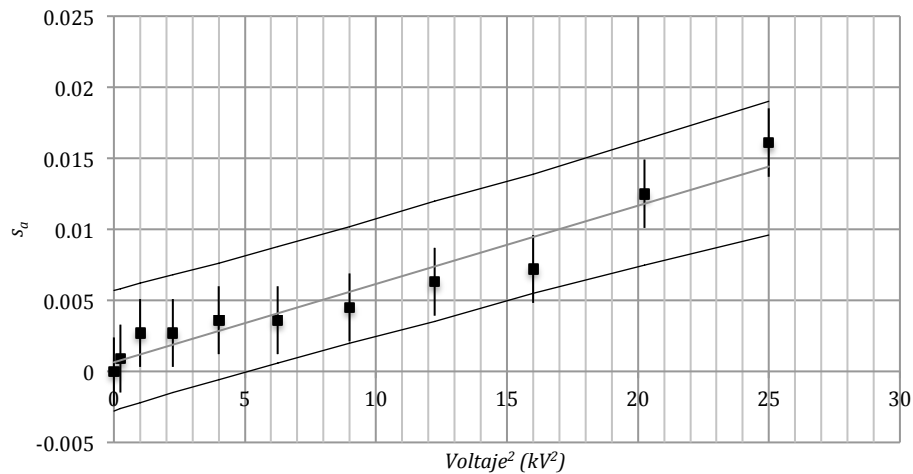


Figura 4.5 Gráfica s_a vs. Voltaje² para silicón 736.

En la *Figuras 4.6* se aprecia la deformación axial (s_z) que presenta el silicón f109 al inducirle diversos niveles de voltaje y la *Figura 4.7* muestra la deformación transversal (s_a) para el mismo fenómeno de inducción de voltaje, la *Tabla 4.3* muestra a detalle los resultados experimentales. Posteriormente en la discusión se interpreta a mayor profundidad los resultados.

		Probeta: 1		Material: Dow Corning f109	
Voltaje (kV)	Área (cm ²)	s_a	s_z	Voltaje ² (kV ²)	AU
0	5.38	0	0	0	±0.0000
0.5	5.49	0.0102	-0.0020	0.25	±0.0013
1	5.5	0.0111	-0.0218	1	±0.0023
1.5	5.51	0.0120	-0.0236	2.25	±0.0027
2	5.54	0.0148	-0.0289	4	±0.0061
2.5	5.55	0.0157	-0.0306	6.25	±0.0054
3	5.56	0.0166	-0.0324	9	±0.0042
3.5	5.56	0.0166	-0.0324	12.25	±0.0006
4	5.59	0.0193	-0.0376	16	±0.0018
4.5	5.6	0.0202	-0.0393	20.25	±0.0012
5	5.61	0.0212	-0.0410	25	±0.0046

Tabla 4.3 Resultados experimentales de la probeta de silicón Dow Corning f109 N°1.

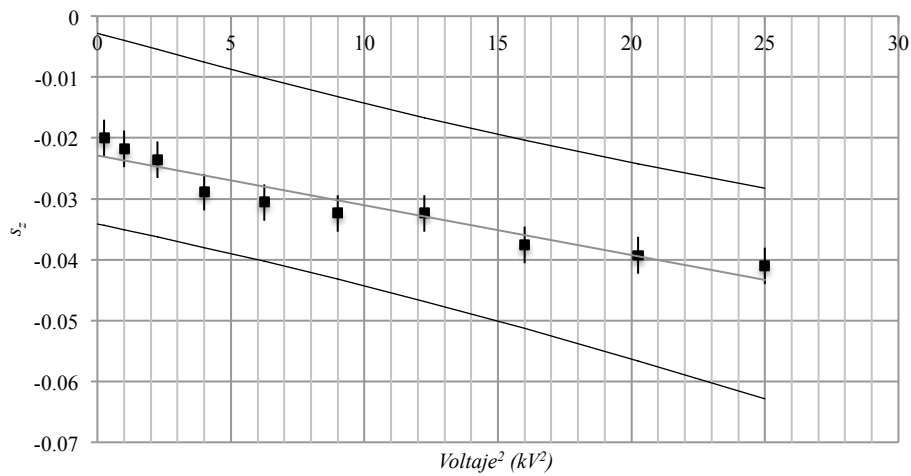


Figura 4.6 Gráfica s_z vs. Voltaje² para silicón f109.

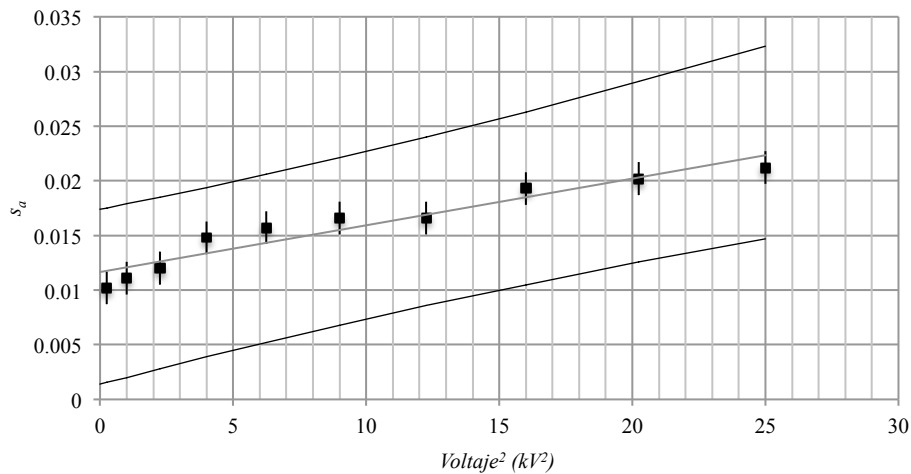


Figura 4.7 Gráfica s_a vs. Voltaje² para silicón f109.

En las Figuras 4.8 y 4.9 se muestra se manera gráfica la deformación que sufre el polímero al inducir un campo eléctrico entre electrodos de carbón para el acrílico 8153LE en la Tabla 4.4 se muestra a detalle los resultados experimentales. Posteriormente en la discusión se interpreta a mayor profundidad los resultados.

		Probeta: 1	Material: 3M VHB 8153LE		
Voltaje (kV)	Área (cm ²)	s_a	s_z	Voltaje ² (kV ²)	AU
0	0.6669	0	0	0	0
0.5	1.3134	0.4034	-0.4922	0.25	±0.0010
1	1.3873	0.4423	-0.5193	1	±0.0015
1.5	1.4535	0.4763	-0.5412	2.25	±0.0035
2	1.5519	0.5285	-0.5703	4	±0.0050
2.5	2.0251	0.6730	-0.6707	6.25	±0.0070
3	2.0955	0.8496	-0.6817	9	±0.0040

Tabla 4.4 Resultados experimentales de la probeta de 3M VHB 8153LE N°1.

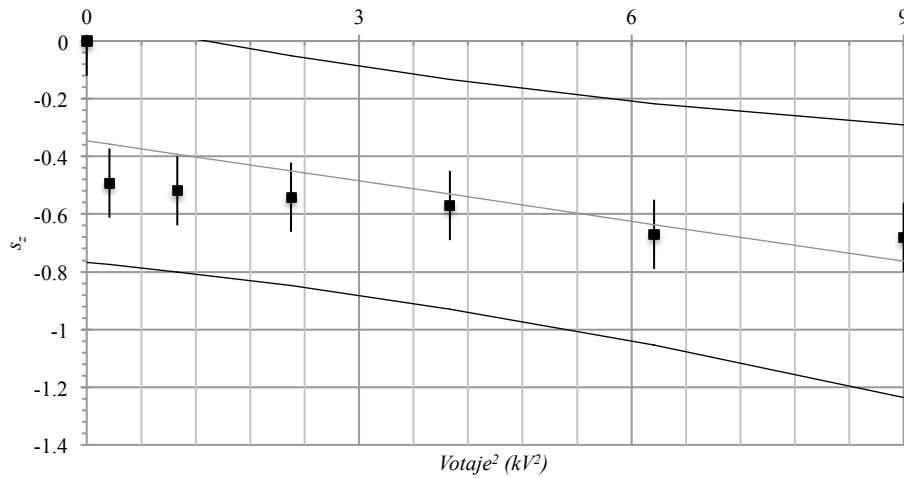


Figura 4.8 Gráfica s_z vs. Voltaje² para VHB 8153LE.

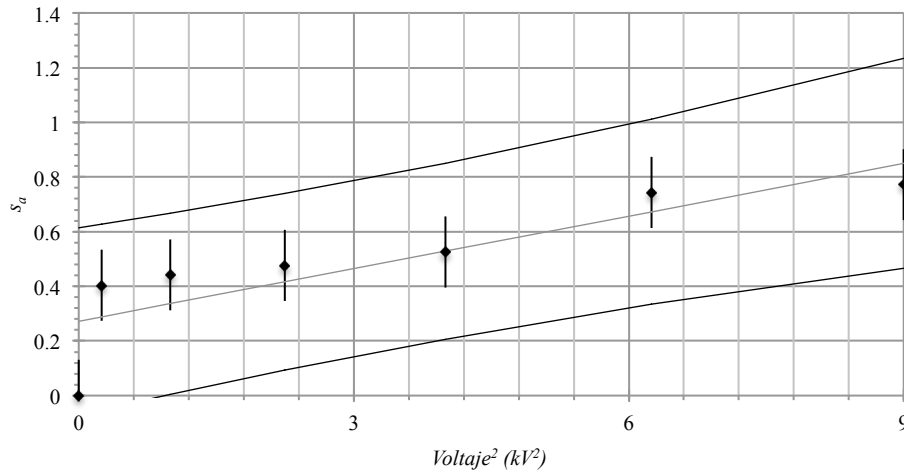


Figura 4.9 Gráfica s_a vs. Voltaje² para VHB 8153LE.

4.1.4 Discusión

Usando este método experimental se determinó el comportamiento de los acrílicos VHB 4010 y VHB 8153LE y, de los silicones 736 y f109 ante estímulos eléctricos, el modelo que representa la Ecuación 4.2 traza una línea recta s vs. $voltaje^2$ que pasa por el origen. En el experimento, la variación de s y $voltaje^2$ demostró ser consistente con una línea recta dentro del intervalo de confianza, presentó una correlación (R^2) de 0.98128 y el error cuadrático medio máximo (ECM) de 0.0107. Sin embargo, la línea de tendencia que se muestra en las Figuras 4.2-4.9 tiene un origen en la ordenada o intercepto finito en el eje de la deformación S , el cual se puede atribuir a la incertidumbre en la fabricación, origen de los materiales, entre otros factores. Las Figuras 4.10 y 4.11 muestran el comparativo de los polímeros que requieren pre-estiramiento como es el caso del acrílico 4010 y los silicones f109 y 736, se aprecia que la cinta acrílica VHB 4010 presenta el mejor comportamiento ante estímulos eléctricos.

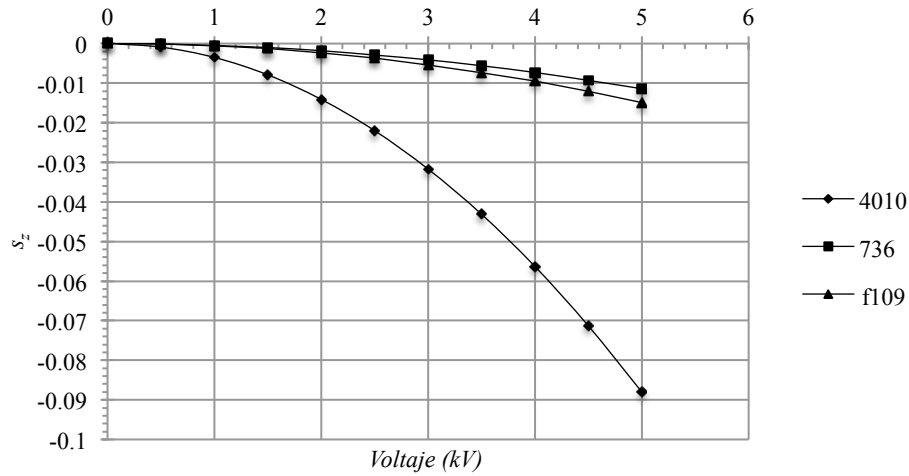


Figura 4.10 Gráfica s_z vs Voltaje comparativo de polímeros con pre-estiramiento.

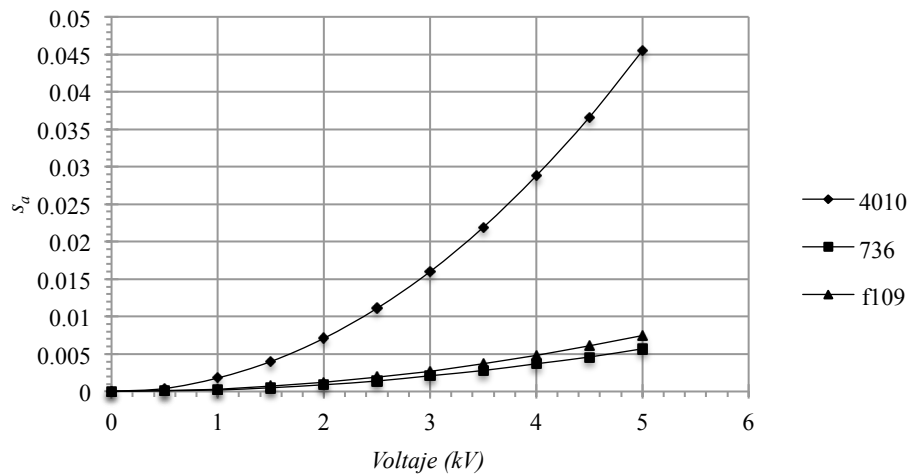


Figura 4.11 Gráfica s_a vs Voltaje comparativo de polímeros con pre-estiramiento.

Al comparar los polímeros que necesitan pre-estiramiento con el que no lo requiere existe diferencia en el desempeño, en la *Figura 4.12* y *4.13* se aprecia el comportamiento de la cinta VHB 8153LE en comparación con otros tres polímeros. La cinta VHB 8153LE presenta, entre los materiales de estudio, el mejor comportamiento, al exponer las mayores deformaciones.

Las graficas de las *Figuras 4.12-4.15* presentan el mismo comportamiento reportado en el estado del arte (*Figura 1.1* y *1.2*), por lo tanto se asume que los resultados de las pruebas experimentales, a parte de tener un nivel de confianza alto, son congruentes con la que presentan otros autores.

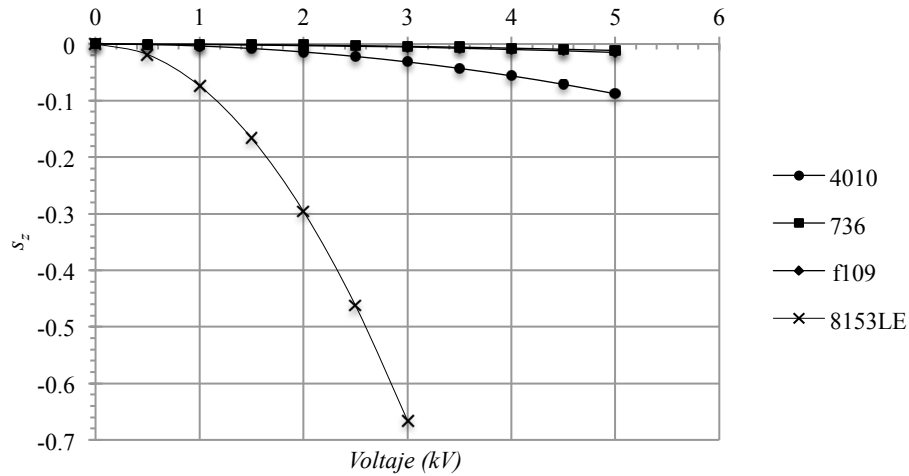


Figura 4.12 Gráfica s_z vs Voltaje comparativo de todas las pruebas de desplazamiento.

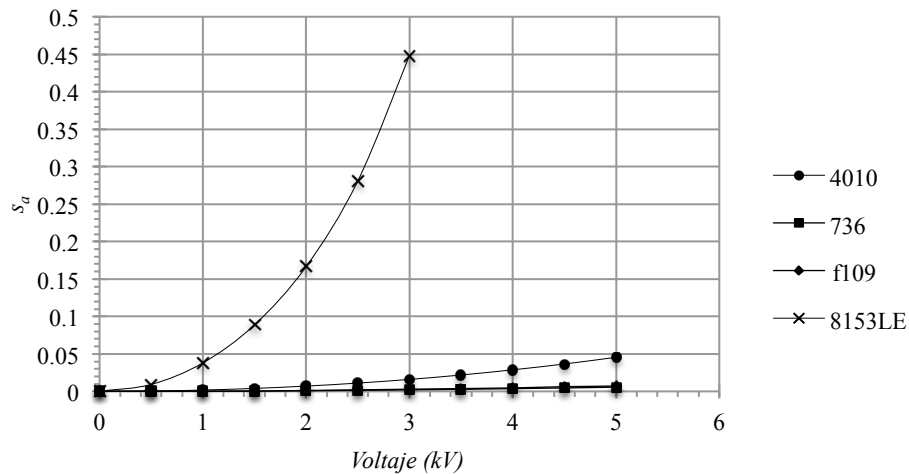


Figura 4.13 Gráfica s_a vs Voltaje comparativo de todas las pruebas de desplazamiento.

4.2 Informe de resultados, experimento “Tiempo de respuesta”

4.2.1 Introducción

En esta sección se da un informe del experimento “tiempo de respuesta”, no se cuenta con un modelo el cual describa el fenómeno de estudio, se procede el experimento sin este conocimiento. El objetivo de este experimento es caracterizar el tiempo de respuesta de diferentes polímeros a un estímulo eléctrico.

4.2.2 Procedimiento

La *Figura 4.1* muestra el esquema con el que se experimentó, con una cámara digital se grabó el modo de deformación del polímero, posteriormente dicho video se exportó a un programa de análisis de video donde se siguió el movimiento de las marcas rojas en las esquinas del polímero (*Figura 4.4*), se midió en cuanto tiempo el polímero alcanza su máxima deformación. Los voltajes inducidos fueron de 4.5 y 5 kV, los videos se grabaron durante 10 segundos, existe un tiempo de 30 segundos entre pruebas en el que el polímero se relaja.

4.2.3 Resultados

El resultado que se obtuvo se muestra en la *Figura 4.14* y *4.15*, en términos generales, el acrílico y el silicón presentaron el mismo comportamiento, por lo tanto, los resultados se dividen en dos ramas generales, la de los acrílicos y la de los silicones, más adelante en la discusión se describe con más detalles lo que se obtuvo.

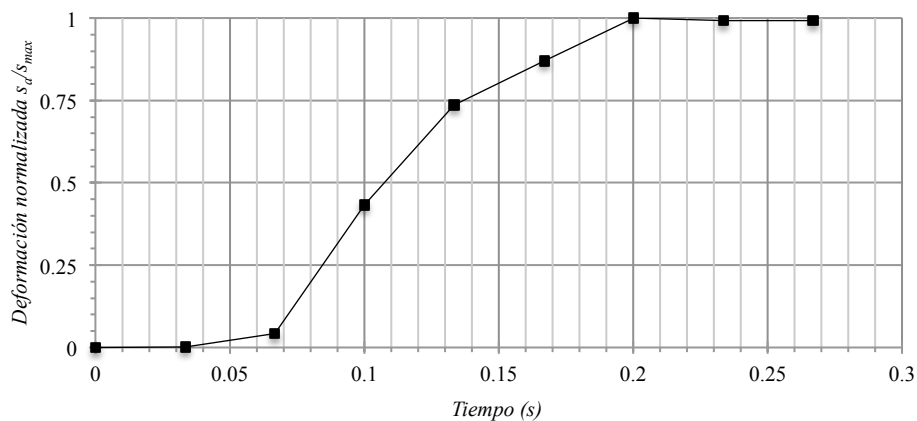


Figura 4.14 Gráfico tiempo vs. Deformación normalizada para los acrílicos (VHB 4010 y 200MP).

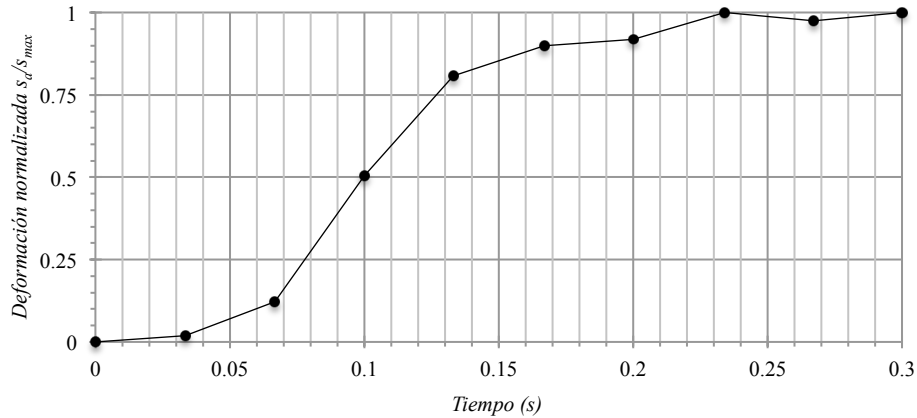


Figura 4.15 Gráfico tiempo vs. Deformación normalizada para los silicones (736 y f109).

4.2.4 Discusión

Usando el método de seguimiento de punto por análisis de video, se determinó el comportamiento dinámico (tiempo de respuesta) de dos clases de polímeros (acrílico y silicón) al inducir una diferencia de potencial. Al no existir un modelo matemático que describa este fenómeno, se toman los resultados experimentales como reales.

Las Figuras 4.8 y 4.9, resultantes del experimento presentan un comportamiento logarítmico, al inicio del gráfico, aun en el momento donde no se induce voltaje, presenta ruido normalizado respecto a la Figura 4.16 de ± 0.0186 , el cual se puede atribuir a la resolución de la cámara digital y no afecta en el eje del tiempo pero si en el eje del desplazamiento teniendo incertidumbre de la misma magnitud del ruido en los puntos que describen la curva del tiempo de respuesta, así mismo, se determinó que el tiempo en que el elastómero llega a su máxima deformación es de ~ 200 ms, este tiempo es similar para las dos clases de elastómeros con los que se trabajó. Por lo tanto, el comportamiento demostró ser consistente.

En las especificaciones del transformador DC-HDC (C50, EMCO inc. USA) menciona que a carga completa existe un tiempo de respuesta < 250 ms, tiempo en el cual los circuitos del convertidor se cargan, por lo que el tiempo de respuesta del polímero se le puede atribuir a dos fenómenos el primero es la carga del circuito electrónico y el segundo es el tiempo que le toma a los electrodos comprimir la capa de polímero. En la Figura 4.16 se aprecia la comparación del tiempo de respuesta de el silicón y el acrílico, ambos presentan comportamientos similares.

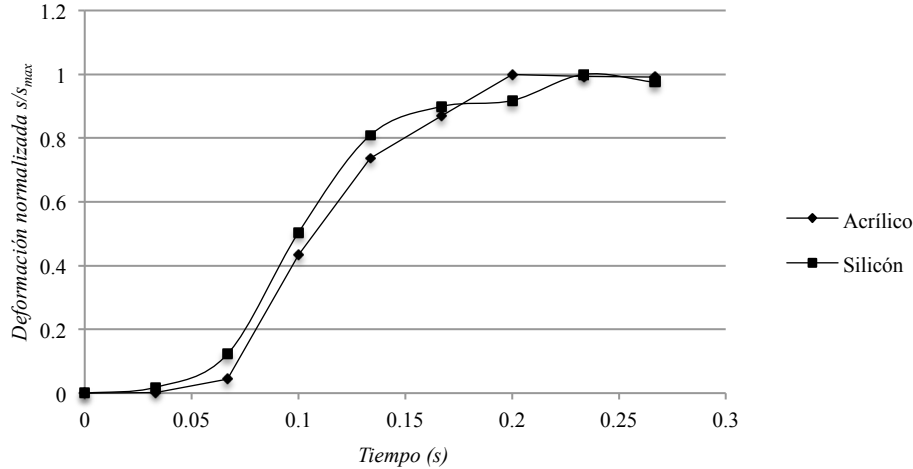


Figura 4.16 Comparación de tiempo de respuesta de silicones y acrílicos.

4.3 Informe de resultados, experimento “Fuerza”

4.3.1 Introducción

En esta sección se presenta el resumen detallado de los resultados que se obtuvieron con el experimento denominado “fuerza”, la *Ecuación 3.13* describe el comportamiento de la fuerza que genera el actuador a diferentes niveles de diferencia de potencial.

El objetivo de esta práctica es:

medir la fuerza que genera un musculo artificial hecho a base de elastómeros dieléctricos,

El intervalo de confianza es un rango de valores en el cual se encuentra el verdadero valor del parámetro con cierta probabilidad, por otro lado, el nivel de confianza es la probabilidad de que el valor verdadero se encuentre en el intervalo dado, por lo tanto, este experimento se encuentra con un nivel de confianza de 95%, por lo que se tiene un 5% de significancia o probabilidad de equivocaciones, las líneas superior e inferior en las gráficas de resultados delimitan el nivel de confianza, por lo que, los resultados que se encuentre dentro de ellas son correctos.

De la *Ecuación 3.11* es lineal en F y V^2 , con pendiente $\epsilon_0 \epsilon_r A / t^2$. Así, una vez medida la fuerza se puede trazar la gráfica F vs. V^2 .

4.3.2 Procedimiento

La *Figura 4.17* muestra el esquema del equipo con el que se experimentó y sus principales componentes, se midió la fuerza desarrollada por el actuador a diferentes voltajes. Los voltajes inducidos fueron de 0V hasta 2kV en incrementos de 0.5kV, con una precisión $<0.35\%$. Las mediciones se realizaron cada 10 ms durante un segundo, y se dejó 30 segundos de relajación de material entre pruebas.

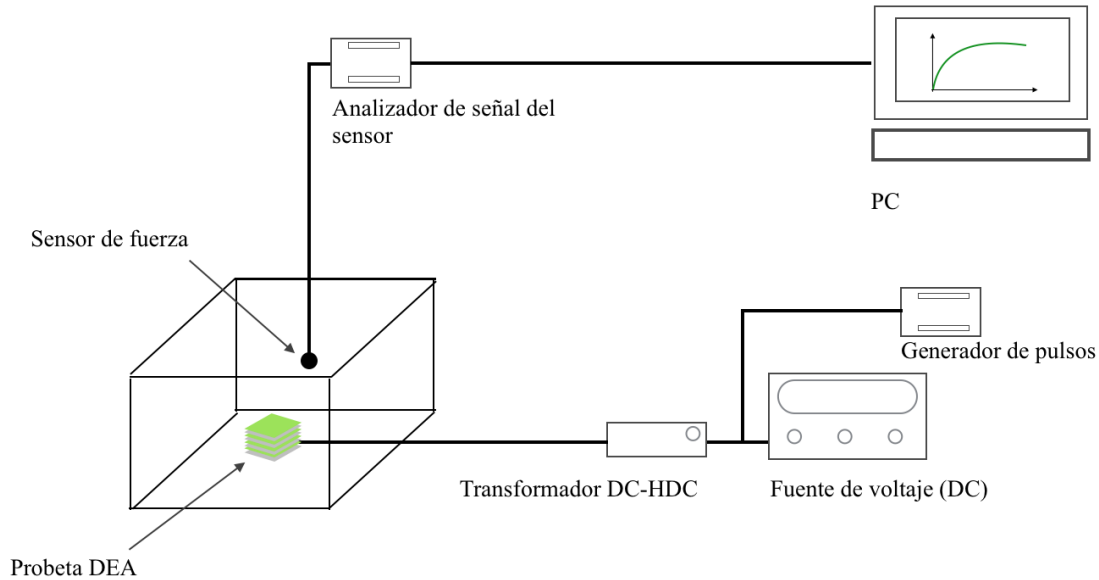


Figura 4.17 Diagrama esquemático de la probeta y el sistema de medición.

4.3.3 Resultados

A continuación se muestran las tablas con los resultados completos y su gráfica correspondiente, dentro de la gráfica se encuentra el intervalo del 95% de confianza en las pruebas, así como las barras de incertidumbre máxima por prueba.

A 0.16 Hz la fuerza máxima que desarrolla el actuador es de 0.1128 N a 2kV y mínima de 0.0669 N a 0.5 kV, entre ellas existe 0.0459 N de diferencia la cual representa un 68% de la fuerza mínima. Los puntos en la *Figura 4.18* se encuentran dentro del intervalo de confianza, haciendo satisfactoria esta prueba.

Probeta: 1	Material: VHB 8153LE	Frecuencia: 0.16 Hz	Error: 0.000516	Error CM:0.0114
Voltaje (kV)	Fuerza (N)	Voltaje ² (kV ²)	AU	
0.5	0.0669	0.25	±0.01469	
1	0.1030	1	±0.0138	
1.5	0.1098	2.25	±0.00787	
2	0.1128	4	±0.00685	

Tabla 4.5 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 0.16Hz.

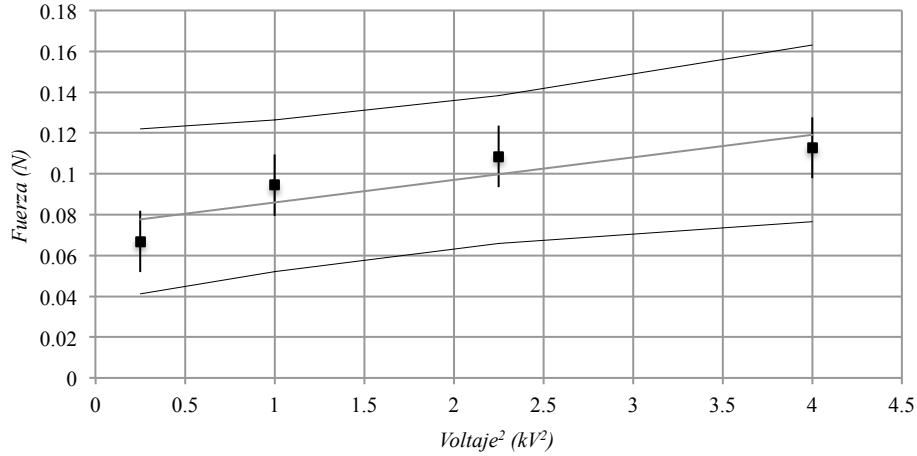


Figura 4.18 Gráfica Voltaje² vs Fuerza, frecuencia 0.16Hz.

En la *Figura 4.19* se aprecia el comportamiento de la fuerza del actuador al inducir voltaje. Los puntos en la gráfica se encuentran dentro de las líneas de confianza. A 0.5 Hz la fuerza máxima que desarrolla el actuador es de 0.1108 N a 2kV y mínima de 0.0245 N a 0.5 kV, a comparación de los resultados a 0.16 Hz la fuerza máxima disminuye 1.77%, la diferencia entre fuerzas no es significativa pero si existe variación ante el aumento de la frecuencia.

Probeta: 1	Material: VHB 8153LE	Frecuencia: 0.5 Hz	Error: 0.0024	Error CM:0.0243
Voltaje (kV)	Fuerza (N)	Voltaje ² (kV ²)	AU	
0.5	0.0245	0.25	±0.03147	
1	0.1000	1	±0.0302	
1.5	0.1084	2.25	±0.0155	
2	0.1108	4	±0.0143	

Tabla 4.6 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 0.5Hz.

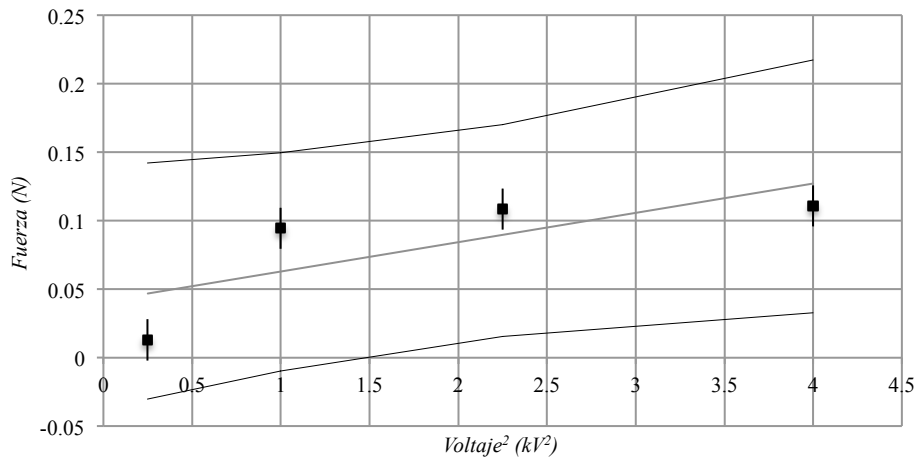


Figura 4.19 Gráfica Voltaje² vs Fuerza, frecuencia 0.5Hz.

En la *Figura 4.20* se aprecia el comportamiento de la fuerza del actuador al inducir voltaje. Los puntos en la gráfica se encuentran dentro de las líneas de confianza. A 1 Hz la fuerza máxima que desarrolla el actuador es de 0.1084 N a 2kV y mínima de 0.0147 N a 0.5 kV, a comparación de los resultados a 0.16 Hz la fuerza máxima disminuye 3.9%.

Probeta: 1	Material: VHB 8153LE	Frecuencia: 1 Hz	Error: 0.0025	Error CM:0.0249
<i>Voltaje (kV)</i>	<i>Fuerza (N)</i>	<i>Voltaje² (kV²)</i>	<i>AU</i>	
0.5	0.0147	0.25	±0.0323	
1	0.0943	1	±0.0321	
1.5	0.1014	2.25	±0.0141	
2	0.1084	4	±0.0140	

Tabla 4.7 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 1Hz.

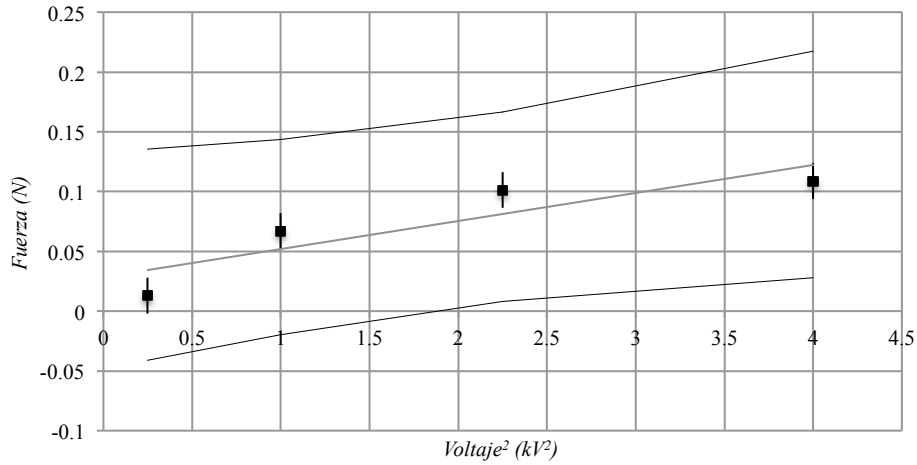


Figura 4.20 Gráfica Voltaje² vs Fuerza, frecuencia 1Hz.

En la *Figura 4.21* se aprecia el comportamiento de la fuerza del actuador al inducir voltaje. Los puntos en la gráfica se encuentran dentro de las líneas de confianza. A 10 Hz la fuerza máxima que desarrolla el actuador es de 0.1014 N a 2kV y mínima de 0.0129 N a 0.5 kV, a comparación de los resultados a 0.16 Hz la fuerza máxima disminuye 10.1%.

Probeta: 1	Material: VHB 8153LE	Frecuencia: 10 Hz	Error: 0.00079	Error CM:0.0141
<i>Voltaje (kV)</i>	<i>Fuerza (N)</i>	<i>Voltaje² (kV²)</i>	<i>AU</i>	
0.5	0.0129	0.25	±0.0166	
1	0.0669	1	±0.0223	
1.5	0.0671	2.25	±0.0024	
2	0.1014	4	±0.0031	

Tabla 4.8 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 10Hz.

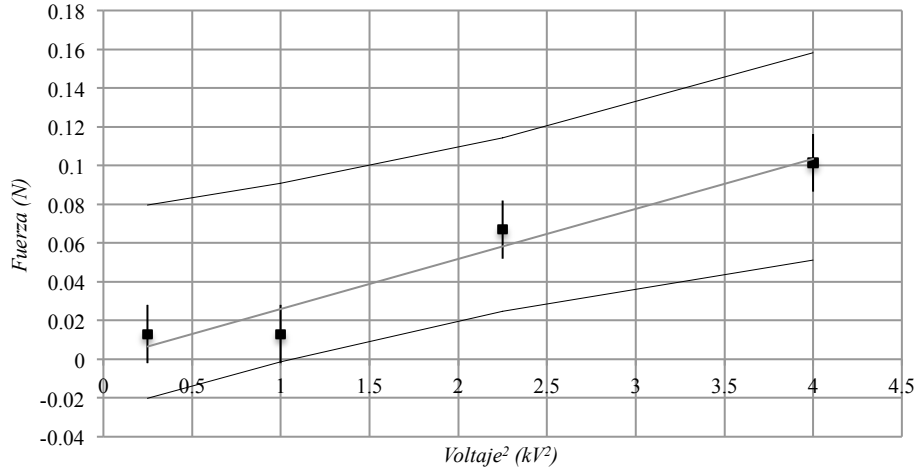


Figura 4.21 Gráfica Voltaje² vs Fuerza, frecuencia 10Hz.

En la *Figura 4.22* se aprecia el comportamiento de la fuerza del actuador al inducir voltaje. Los puntos en la gráfica se encuentran dentro de las líneas de confianza. A 50 Hz la fuerza máxima que desarrolla el actuador es de 0.0937 N a 2kV y mínima de 0.0129 N a 1 kV, a comparación de los resultados a 0.16 Hz la fuerza máxima disminuye 16.33%.

Probeta: 1	Material: VHB 8153LE	Frecuencia: 50 Hz	Error: 0.00095	Error CM:0.0154
<i>Voltaje (kV)</i>	<i>Fuerza (N)</i>	<i>Voltaje² (kV²)</i>	<i>AU</i>	
0.5	0	0.25	±0.0090	
1	0.01294	1	±0.0039	
1.5	0.01294	2.25	±0.0261	
2	0.09437	4	±0.0131	

Tabla 4.9 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a 50Hz.

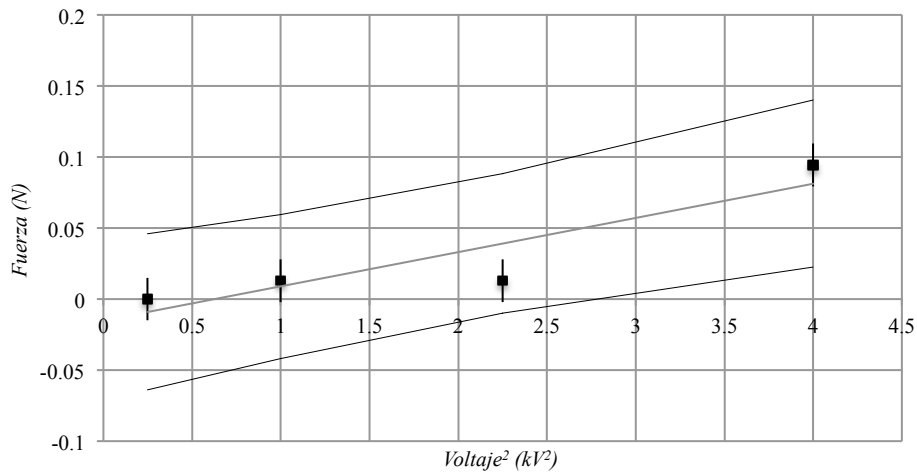


Figura 4.22 Gráfica Voltaje² vs Fuerza, frecuencia 50Hz.

4.3.4 Discusión

Con el uso del método experimental se determinó la fuerza máxima que puede desarrollar un actuador por unidad de área, así como la influencia de variar la frecuencia con la que se induce el voltaje al actuador, se experimentó con el acrílico 8153LE, este material tiene la ventaja de no requerir pre-estiramiento para poder construir estructuras complejas, mayor facilidad al momento de construir entre otras ventajas. Con los resultados del experimento se trazaron gráficas que representan el comportamiento del DEA. Con el experimento y el análisis de resultados la variación de voltaje y fuerza se considera consistente, se obtuvo un error máximo de 0.0025 y un error cuadrático medio máximo de 0.0249, los datos del experimento se encuentran dentro del intervalo de confianza de 95%, la variación de resultados con los ideales se atribuyen a diversos factores no controlables.

Si se trazan los resultados en una sola gráfica (*Figura 4.23*) se observa el comportamiento general del fenómeno, se determinó que la frecuencia influye de forma directa el comportamiento del DEA. A mayor frecuencia la producción de fuerza disminuye y de manera contraria, a menor frecuencia la producción de fuerza es mayor. También se aprecia que a mayor voltaje el comportamiento del DEA es más estable a comparación de voltajes inferiores. Parte de la variación que existe se le atribuye a la naturaleza no lineal de los polímeros electroactivos.

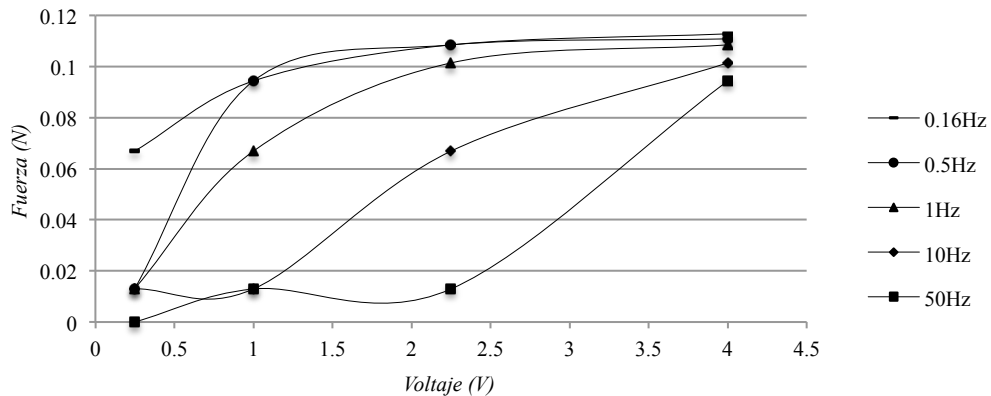


Figura 4.23 Gráfica Voltaje vs Fuerza, a diferentes frecuencias.

4.4 Informe de resultados, experimento “Otras variables”

4.4.1 Resistividad del carbón

Con el experimento se determinó la resistencia del carbón la cual es de $0.183\text{k}\Omega$ con la ecuación 3.15 se determinó la resistividad, donde $R_{el}= 0.183\text{k}\Omega$, $a_{el}=0.00023\text{m}$ y $l_{el}=0.044\text{m}$, por lo tanto $\rho_{el}=1.0065\Omega\text{m}$.

4.4.2 Consumo de corriente del actuador

De manera directa se tomaron medidas de la corriente que consume el actuador, la precisión del instrumento es de centésimas de amper por lo cual hay zonas donde fue imposible tomar lecturas, la *Figura 4.24* muestra el comportamiento de la corriente a diversos niveles de voltaje, se determinó que el consumo máximo de corriente es de 0.04A y se presenta a 5kV.

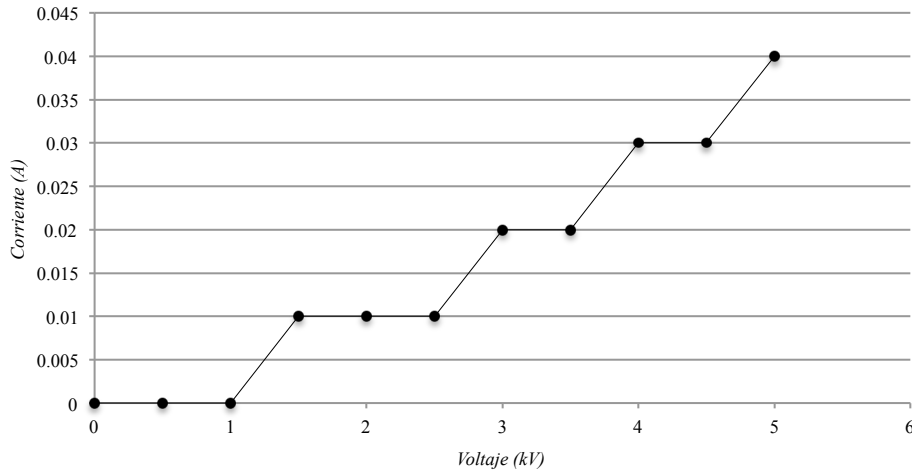


Figura 4.24 Gráfica Voltaje vs Corriente.

4.4.3 Influencia del cambio de frecuencia de inducción de voltaje con el movimiento del actuador

Con el experimento se determinó la influencia del cambio de frecuencia en el movimiento del actuador, para lograr el objetivo se midió el desplazamiento del extremo libre de un actuador tipo multicapa (*Figura 3.10*), se tomaron fotografías, se exportaron las fotos a un programa de CAD y se midió el desplazamiento, a continuación se muestran las tablas con los resultados y, un gráfico con los resultados.

Voltaje (kV)	Material: 8153LE				
	Desplazamiento del extremo libre (cm)				
	0.16Hz	0.5Hz	1Hz	10Hz	50Hz
0.5	0.2139	0.2626	0.2156	0.1791	0.1791
1	0.3530	0.3408	0.3182	0.3130	0.2295
1.5	0.8000	0.8017	0.8017	0.6956	0.6626
2	0.9026	0.8556	0.8539	0.7652	0.7165

Tabla 4.10 Resultados experimentales de la probeta de acrílico VHB 8153LE a diversos niveles de voltaje y frecuencia.

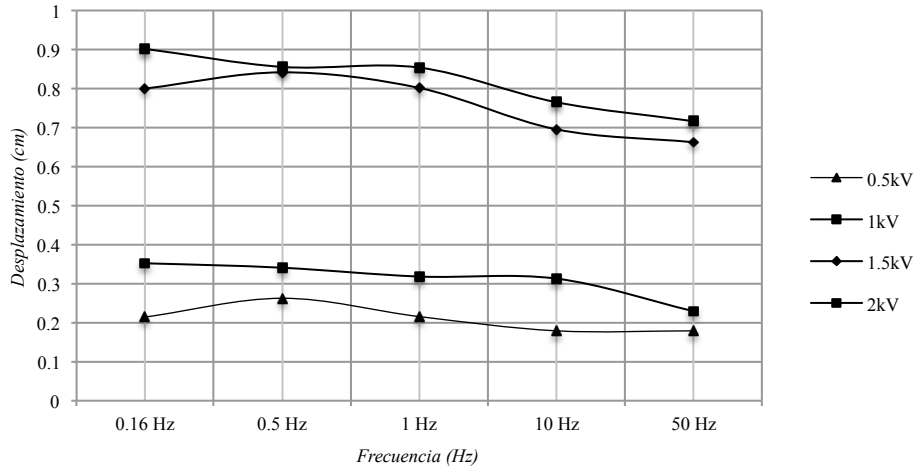


Figura 4.25 Gráfica Frecuencia vs desplazamiento.

4.4.4 Discusión

En esta sección se presentaron tres experimentos que arrojaron datos importantes en la caracterización de los DEAs, el primer experimento arrojó el valor de resistividad del carbón la cual es de $1.0065\Omega\text{m}$, por otra parte, se obtuvo la corriente que consume un actuador a diferentes voltajes, por último se presentó el comportamiento de un actuador hecho de múltiples capas de polímero, como se observa en la *Figura 4.17*, a mayor frecuencia el desempeño del DEA decae y de manera contraria en frecuencias bajas el comportamiento es superior.

4.5 Metodología general de diseño

Diseñar es establecer una metodología para satisfacer una necesidad o resolver un problema, Budynas [Budynas, 2012] define el diseño como un proceso iterativo que comienza con identificar una necesidad y el proceso de resolverla, después de diversas iteraciones, termina con la presentación de los planes para satisfacerla. De acuerdo con la necesidad del diseño algunas fases se repiten, a continuación la *Figura 4.26a* bosqueja el proceso general de diseño.

En el caso particular de este trabajo, se plantea desarrollar una metodología particular de diseño, a continuación la *Figura 4.26b* muestra en rasgos generales los puntos principales que debe incluir, el reconocimiento de la necesidad es el identificar una carencia general que exista, por ejemplo, la necesidad de movilizar el elemento de un mecanismo, la definición del problema debe incluir de manera detallada todas las especificaciones que cubra en su totalidad la necesidad. El diseño de concepto es donde se plasman las mejores soluciones, en el ejemplo anterior es donde se proponen las diversas alternativas para movilizar el mecanismo.

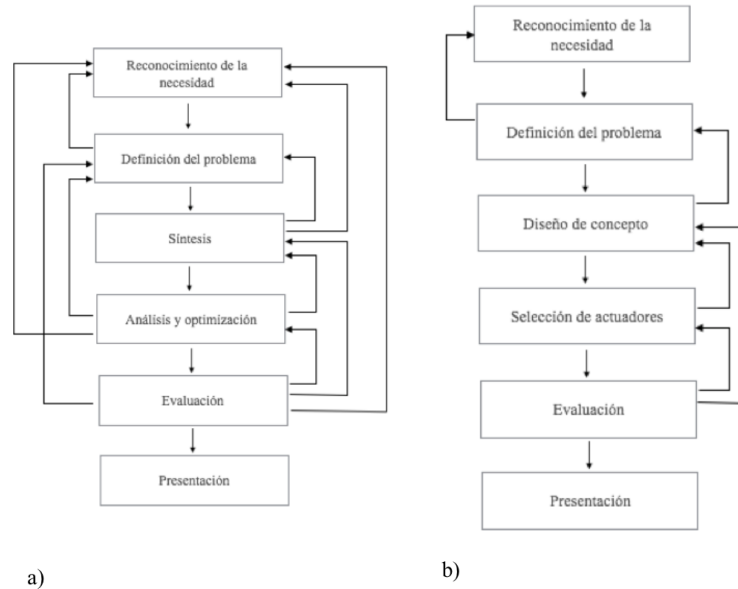


Figura 4.26 a) Fases del proceso de diseño [Budynas, 2012]. b) Fases del proceso de diseño que se propone.

La selección de actuadores es donde este trabajo cobra sentido, en la selección de actuadores se presentan gráficos y ecuaciones que facilitan el diseño o selección de estos, la metodología que se presenta comprende selección de materiales, selección de área transversal y, según las necesidades el desplazamiento que debe tener el actuador, la evaluación trata de la prueba del dispositivo por lo general involucra prueba del prototipo en laboratorio, en este momento es donde se decide si cubre las necesidades, la presentación es el punto final donde se da a conocer el dispositivo terminado. Cabe resaltar que durante todo el proceso de diseño existe conexión entre todas las fases del mismo, haciendo de esto un proceso iterativo.

4.6 Metodología para el diseño de actuadores de polímeros electroactivos.

En esta sección se describe la metodología que se propone para el diseño o selección de actuadores a base de elastómeros dieléctricos, a continuación se presentan nomogramas para el acrílico VHB 8153LE.

La fuerza que desarrollan los DEAs es, la característica más importante por la cual comienza la etapa de selección. El valor de la fuerza depende exclusivamente del área activa del actuador y voltaje con que se alimenta. Este no es el único parámetro de selección, siendo preciso realizar cálculos del desplazamiento que se desea obtener con el actuador.

La elección de la geometría del actuador se puede resolver con ayuda de gráficos, los cuales muestran valores experimentales de fuerza según los diferentes voltajes y áreas de la zona activa del actuador. La ecuación que lo sustenta es:

$$F = PA = \varepsilon_0 \varepsilon_r \left(\frac{V}{d_0} \right)^2 L^2 \quad (4.1)$$

Donde, F es fuerza expresada en N, P es la presión de Maxwell (Pa) y A es el área (cm^2) de la zona activa del actuador, V es voltaje inducido, d_0 el espesor inicial del polímero (m), L es la longitud del área activa (m); ε_0 y ε_r son la permisividad del vacío y la constante dieléctrica del material respectivamente.

El desplazamiento del actuador depende directamente de la longitud inicial (h_0) de manera teórica se define la deformación del actuador como:

$$\Delta h = h \left(\frac{P}{Y} \right) = h \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r \left(\frac{V}{d_0} \right)^2}{Y} \quad (4.2)$$

Donde, h_0 es la longitud inicial del actuador, Y es el módulo de elasticidad.

Por otra parte, para la *Figura 4.27* tiene como fin la selección del actuador por medio gráfico, si se conoce la fuerza a realizar y el voltaje de operación (V), se busca la intersección en el gráfico y se lee la información para determinar el área de la zona activa. A pesar de la naturaleza no lineal de las ecuaciones que describen el comportamiento del fenómeno la escala logarítmica de el eje ordenado y la abscisa hace que se presente en forma de líneas.

Para la selección de la altura del actuador por medio del gráfico, si se conoce el desplazamiento a realizar en centímetros y el voltaje de operación (V), En la *Figura 4.28* se busca la intersección en el gráfico y se lee la información para determinar la altura que debe tener el actuador, de la misma forma que la *Figura 4.27*, se presenta en escala logarítmica en ambos ejes para presentar líneas y facilitar la interpretación.

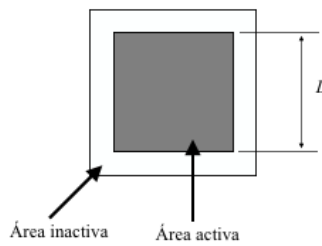
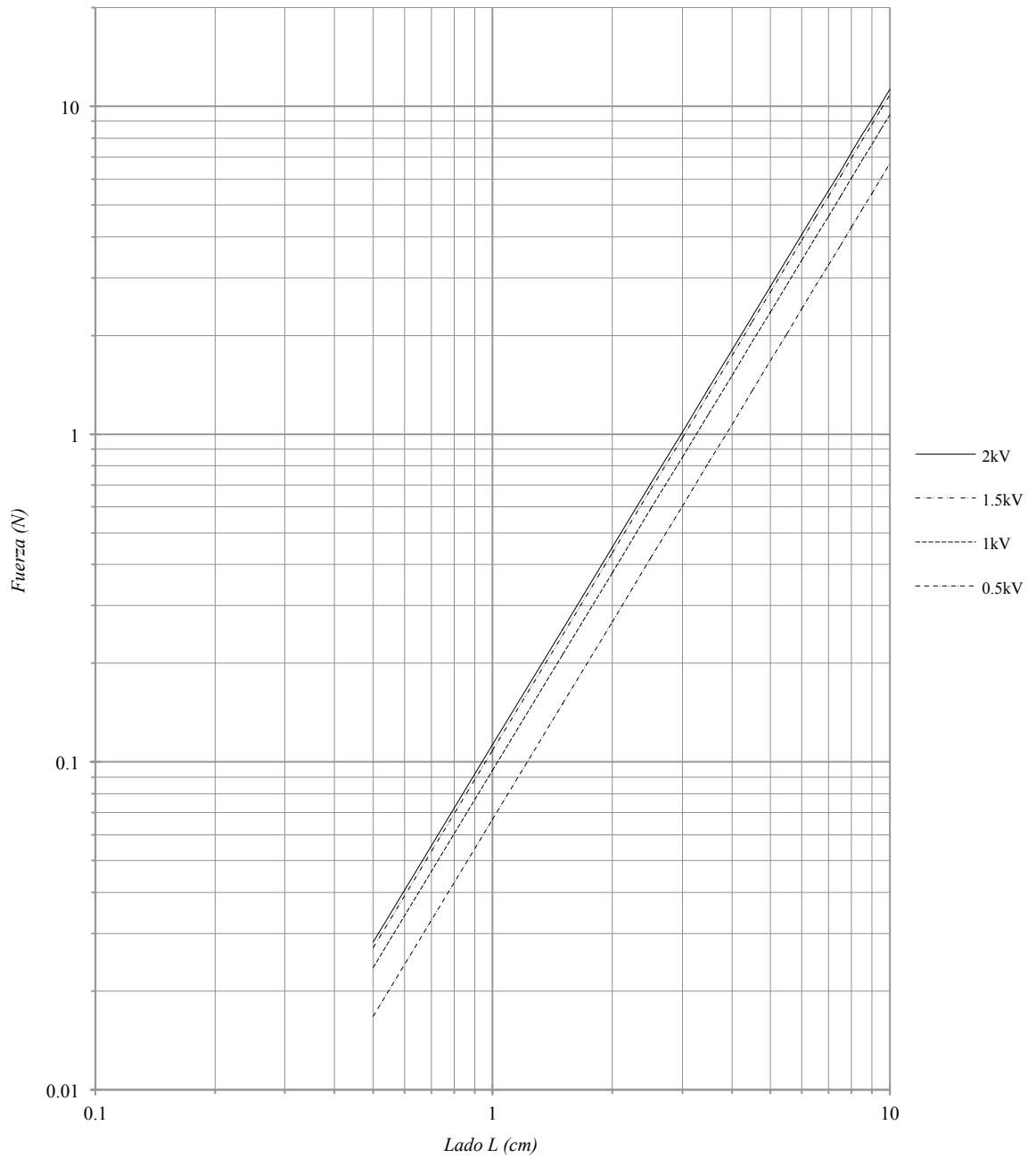


Figura 4.27 Nomograma de selección de área activa (Fuerza) para acrílico VHB 8153LE.

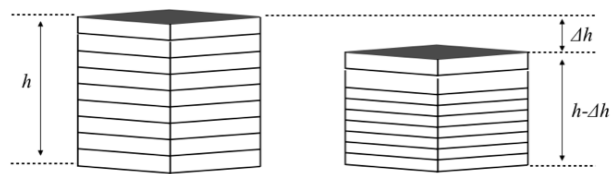
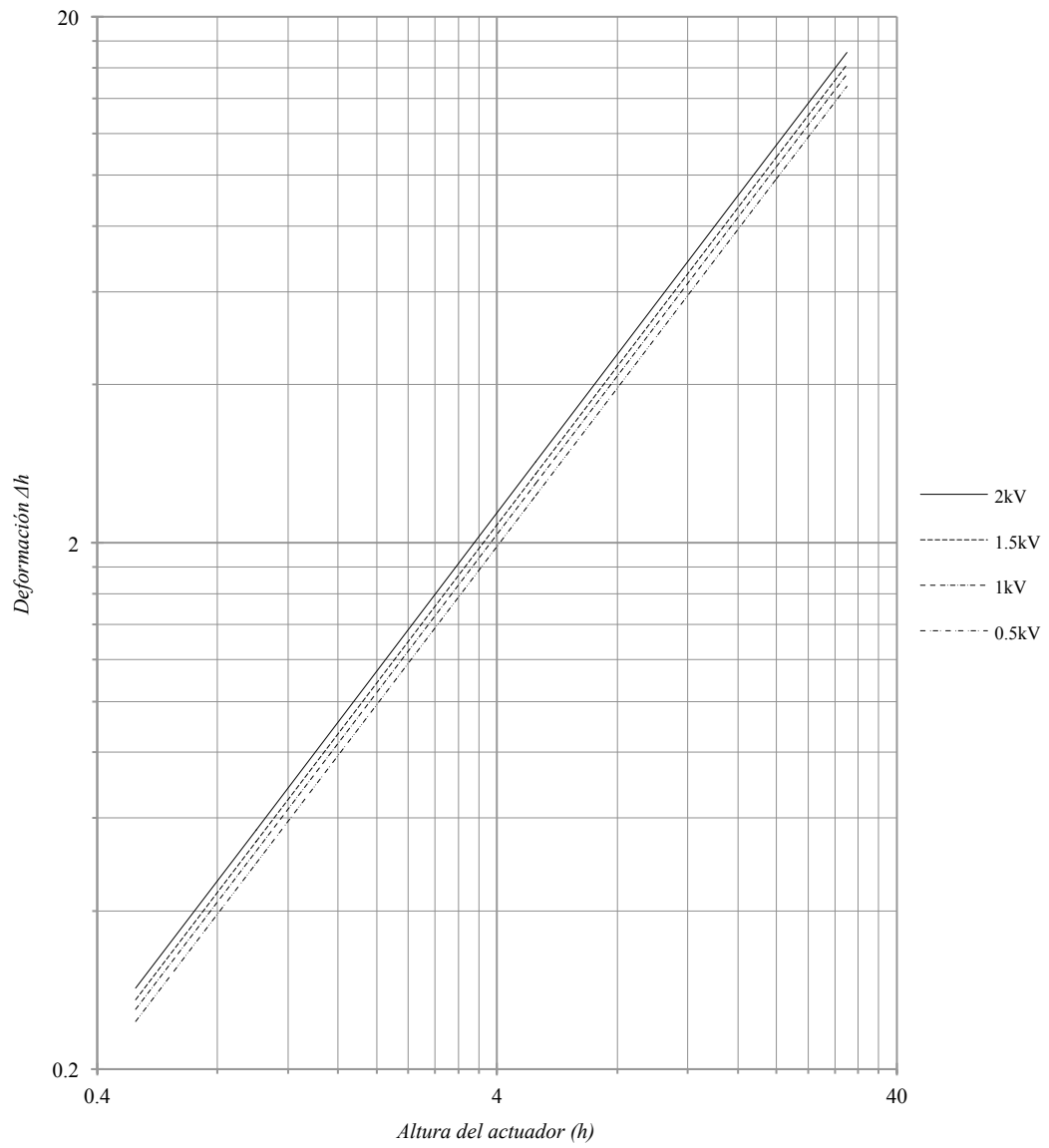


Figura 4.28 Nomograma de selección de área activa (Fuerza) para acrílico VHB 4010.

4.7 Construcción de actuadores

4.7.1 Selección de materiales

En la literatura se propone el uso de diversos tipos de elastómeros dieléctricos y electrodos [Carpi *et al.*, 2007; Galonee *et al.*, 2010; Benslimane *et al.*, 2010]. Para obtener un buen desempeño en el actuador se toma en cuenta la disponibilidad de materiales y la facilidad de manipularlos en la construcción de un modelo funcional, a continuación se señalan las tres principales partes que comprenden su construcción:

4.7.1.1 Elastómero dieléctrico

Las cintas 3M VHB y diversos tipos de silicón se han utilizado en otros prototipos de DEAs [Wingert *et al.*, 2006; Carpi *et al.*, 2006; Pelrine *et al.*, 2008] debido a su alta constante dieléctrica, alta flexibilidad y buena capacidad de deformarse axialmente. Con un espesor específico para la aplicación que se busca es idónea para los requerimientos que tiene este trabajo, además, la cualidad de tener una superficie adhesiva facilita la deposición de los electrodos en polvo así como el apilamiento para la fabricación de un actuador multicapa u otro tipo de actuador.

Tipo de actuador (ejemplo específico)	Deformación máxima (%)	Presión máxima (MPa)	Eficiencia Máxima (%)	Velocidad relativa (ciclo completo)	Deformación relativa del espesor (%) respuesta prueba lineal	Contante dieléctrica relativa	Eficiencia total máxima η (%) ⁴
Elastómero Dieléctrico¹							
Acrílico ²	380	8.2	60-80	Medio	68	4.8 a 1kHz	79 a 80 Hz
Silicona ³	63	3.0	90	Rápido	54	2.8 a 1khz	80 a 80 Hz

Tabla 4.11: Características y comparación de dos elastómeros dieléctricos.

1 [Bar-Cohen 2004]

2 3M VHB 4905, 3M Corporation, St Paul, MN

3 Dow Corning HS III, Dow Corning corporation, Midland, Michigan

4 Basado en pérdidas mecánicas y dieléctricas con las condiciones máximas en la unión electromecánica a 100kHz

4.7.1.2 Electrodo

Rosset [Rosset, 2013] estudió el comportamiento de diversos materiales como electrodos en los DEAs dentro los que se encuentran diversos metales y semiconductores, en este trabajo, se selecciona grafito en polvo para el estudio. De manera general, el carbón en polvo (ya sea sólo o, suspendido en grasa o aceite) es un buen candidato como electrodo en los actuadores, tiene excelente conductividad eléctrica mientras que proveen flexibilidad y tolerancia a las deformaciones. Este material se selecciona debido a cuatro razones: (1) fácil de manejar en comparación con la grasa, (2) cubre el área de manera uniforme, (3) la grasa de carbón después de ser aplicada tiende a permanecer viscosa, haciendo que exista la posibilidad de cortos circuitos, el grafito en polvo permanece siempre seco y no tenderá a fluir y, (4) la grasa a base de carbón durante la fabricación tiende a desbordarse de las áreas específicas, esto dificulta la fabricación de un actuador multicapa al momento de unir una capa con la otra.

4.7.2 Estructura

Como se mencionó con anterioridad, los músculos naturales trabajan mecánicamente a contracción y relajación, con este principio básico es posible realizar un sin fin de movimientos. Bar-Cohen [Bar-Cohen, 2004] menciona diversas configuraciones de actuadores basados en elastómeros dieléctricos que realizan movimientos similares a los que realizan los músculos naturales, los cuales se dividen en dos principales grupos según el tipo de movimiento, actuadores lineales (contracción y elongación) y actuadores a flexión. Dentro de los actuadores lineales se encuentran las configuraciones de rollo, tubo, membranas y multicapas, los primeros se alargan al inducirles voltaje, sin embargo, la configuración multicapa es la única capaz de realizar el movimiento de contracción tal como los músculos naturales. Por esta razón este tipo de configuración de actuadores se elige para este trabajo.

Para rigidizar de capas de polímero apiladas, se fabrica una caja de acrílico. Con el fin de evitar el pandeo que puede llegar a sufrir se decidió colocar una guía de acrílico, se observa en la *Figura 4.29* un esquema de las partes principales que conforman el actuador.

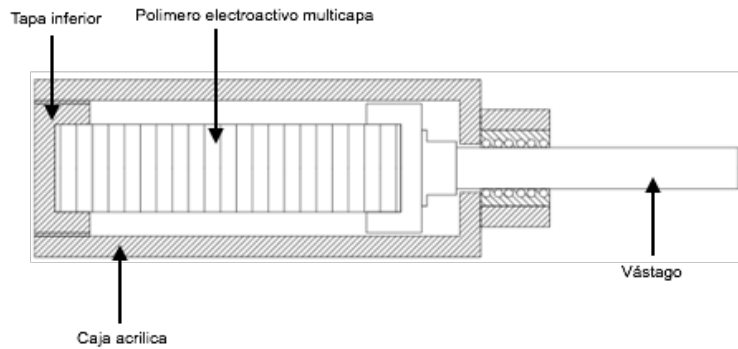


Figura 4.29 Esquema de un actuador y sus elementos principales.

4.7.3 Fabricación

La cinta VHB 8153LE para la fabricación se adquiere en placas de 120 x 120 mm y 0.80 mm de espesor, por ello, en la manufactura del actuador multicapa se usará un cuadro del área que arrojó el nomograma (sección 4.5), hay que tomar en cuenta el dejar un área inactiva de 2mm alrededor de borde activo para sellar y evitar un corto circuito (*Figura. 4.30*). Para construir el DEA:

1. Se corta una pieza de VHB, se recorta una ventana del tamaño del área activa y se pega a la cinta el área externa del recorte.
2. El carbón en polvo se deposita uniformemente sobre el área expuesta de la cinta con una brocha o rociando el polvo [Rosset, 2013], es importante la uniformidad ya que la falta de esta puede presentar fallos en el actuador como cortos circuitos.

3. Más adelante, presionar ligeramente y distribuir el polvo en áreas no cubiertas, en este paso es necesario asegurar que las partículas se han adherido completamente a la cinta.
4. Una lámina de aluminio se une al borde de la cinta tocando ligeramente el área cubierta por el grafito usado como electrodo.
5. Finalmente, se cubrirá el electrodo con otro cuadro de cinta y se concluye la construcción de una capa del actuador (*Figura. 4.31*).
6. El proceso descrito se repite alternando la posición de la lámina de aluminio para separar el electrodo positivo del negativo.

Para dar soporte a la estructura multicapa y evitar el pandeo debido a su baja rigidez, se fabrica una caja de acrílico, insertando en el centro de la caja la estructura como se esquematiza en la *Figura 4.24*.

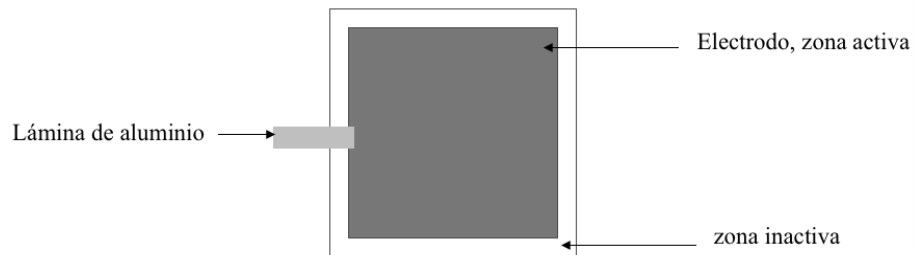


Figura 4.30 Esquema de fabricación de una capa Polímero-Electrodo.

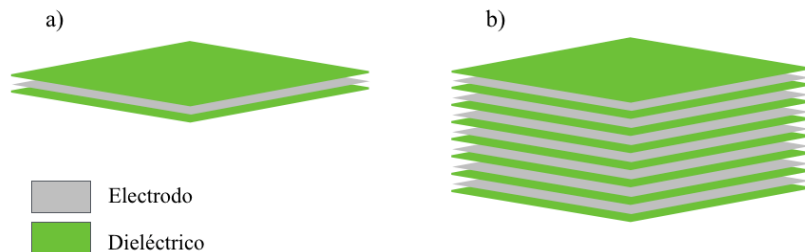


Figura 4.31 Vista lateral de la configuración de DEA (a) Unidad básica (b) estructura multicapa.

4.8 Comparación: músculos naturales y DEAs

El objetivo principal de esta investigación es crear las bases para el diseño de actuadores basados en polímeros electroactivos para aplicarse como músculos, es por ello que en esta parte del trabajo se comparan las propiedades de los actuadores y músculos naturales.

Referente a fuerza, Full [Full, 1997] menciona que la fuerza máxima que genera un músculo humano por unidad de área se encuentra entre 0.7 y 80 N/cm^2 , en los resultados de esta tesis se obtuvo que la fuerza máxima que genera un DEA es de 0.02 N/cm^2 , la cual representa el 2.8% de la fuerza mínima.

Los músculos naturales, en general, se clasifican en músculos de fibras lentas y fibras rápidas, estas, dentro del sistema locomotor cumplen con diversas funciones motrices, el actuador con el que se formuló la metodología de diseño tarda 200ms en llegar a su máxima contracción, y con ello a la fuerza máxima, la *Figura 4.27* muestra el comportamiento de las fibras musculares y el DEA.

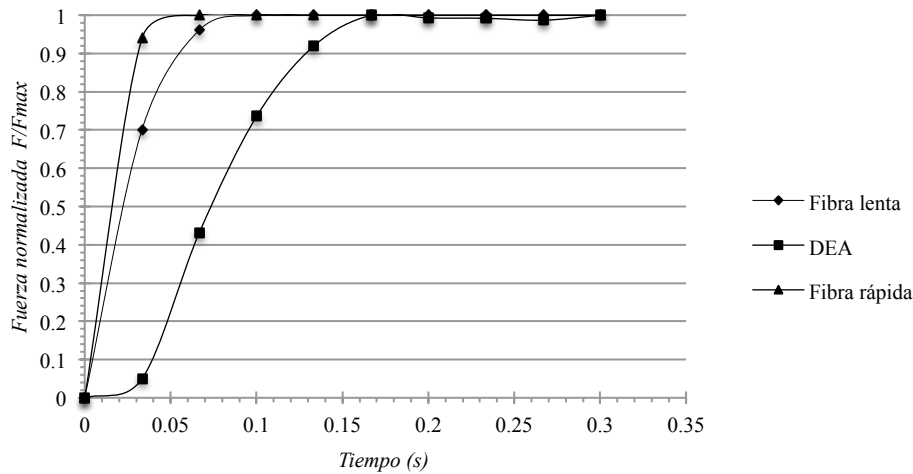


Figura 4.32 Comportamiento de fibras musculares y DEA [Ramirez, 2011].

Se aprecia en la *Figura 4.32* que el DEA es 50% más lento que un músculo de fibras lentas y 75% de un músculo de fibras rápidas, en el mismo sentido, los músculos naturales presentan una conducta casi en su totalidad lineal hasta su máxima fuerza y deformación, mientras que el DEA presenta un comportamiento logarítmico, esto se le puede atribuir a la naturaleza visco-elástica del elastómero.

5

Conclusiones y recomendaciones para trabajos futuros

5.1 Introducción general

5.2 Lista de resultados y conclusiones

5.3 Recomendaciones para trabajos futuros

5.1 Introducción general

El estudio de este trabajo comprendió el desarrollo de una metodología de diseño de actuadores basado en elastómeros dieléctricos para aplicación como músculos. Para el desarrollo de dicha metodología se realizaron pruebas experimentales donde se determinaron parámetros electroactivos como la deformación que es capaz de desarrollar el polímero en presencia de un campo eléctrico, el tiempo de respuesta y, la influencia de la frecuencia de inducción de voltaje en la fuerza que produce un actuador hecho de elastómeros dieléctricos.

Como ya se mencionó, los músculos humanos trabajan al contraer las fibras musculares, la fuerza que puede realizar un músculo humano va de 0.7 a 80 *N* por cada centímetro cuadrado de área transversal de músculo, y alcanza su máxima deformación en 50 y 100 ms para fibras rápidas y lentas respectivamente. El objetivo de este trabajo incluye lograr imitar las características principales de los músculos como la fuerza por unidad de área, flexibilidad, maleabilidad, bajo peso y, la dinámica y cinemática del mismo.

5.2 Lista de resultados y conclusiones

En este trabajo se identificó la capacidad de deformación s_z y s_a , de cuatro polímeros, dos acrílicos y dos silicones, la siguiente tabla resume los resultados que se obtuvieron.

Material	Deformación máxima s_z a 5kV (%)	Deformación máxima s_a a 5kV (%)
Silicón		
Dow Corning® f109	4.0998	2.1152
Dow Corning® 736	3.1359	1.6058
Acrílico		
3M® VHB 4010	7.5865	4.0237
3M® 8153LE	68.17	77.26

Tabla 5.1 Resumen de resultados

Los experimentos para medir la deformación se realizaron dentro de un intervalo de confianza de 95% y se obtuvo un error cuadrático medio (ECM) máximo de 0.0107 el cual se encuentra en un rango aceptable para este estudio.

Se obtuvo el tiempo en el que el polímero tarda en llegar a su máxima deformación el cual fue similar para los diversos materiales, de manera experimental se determinó que dicho tiempo es de ~200ms.

Los polímeros como VHB 4010, f109 y 736, necesitan pasar por el proceso de pre-estiramiento lo cual hace que no sean aptos para la fabricación de actuadores multicapa, por esta razón, se propone el uso del acrílico 8153LE el cual tiene un espesor menor y no necesita pre-estirarse para que produzca

movimiento. Por ello, es posible construir una estructura multicapa y medir la fuerza que produce, la fuerza máxima para el acrílico 8153LE es de 0.02N por centímetro cuadrado de área activa de polímero y es aceptable.

Con base en los resultados presentados anteriormente se puede concluir que:

- La metodología que se propone es, a conocimiento del autor, la primera en su tipo, lo cual permite unificar datos y métodos de fabricación, aparte de hacer accesible el uso de esta tecnología. El método conduce a resultados satisfactorios.
- Los elastómeros dieléctricos pueden fungir de actuadores o sensores, a pesar de que la metodología está dirigida al diseño y construcción de actuadores, se puede tomar como base para el diseño y construcción de sensores.
- Los elastómeros dieléctricos tienen características similares a los músculos humanos pero a menor escala, el tiempo de respuesta es de 50% más lento que fibras lentas y 75% en comparación de las fibras rápidas, la fuerza que es capaz de producir es del 2.8% que un músculo natural, con mejorar el proceso de manufactura estos actuadores se pueden aplicar para movilizar diversos tipos de mecanismos.
- De los cuatro materiales analizados, VHB 4010, 8153LE; f109 y 736 presentan comportamiento similar, en las pruebas experimentales se determinó que la familia de los acrílicos elastómeros presentan el mejor comportamiento, por ello estos son el mejor material para la fabricación de actuadores.
- Al variar la frecuencia de inducción de voltaje, en términos generales, el desempeño del actuador disminuye, tanto en fuerza como en movimiento.

5.3 Recomendaciones para trabajos futuros

Para trabajos futuros enfocados en transductores (actuadores o sensores) de elastómeros dieléctricos se recomienda tomar las bases teóricas y los resultados experimentales debido a la alta confiabilidad que presentaron las pruebas. Sin embargo, es importante tomar en cuenta las siguientes recomendaciones.

- Disponer de equipo experimental en cámaras de ambiente controlado, con el fin de reducir la incertidumbre ambiental.

- Perfeccionar el método de manufactura, con el fin de eliminar imperfecciones y uniformizar las probetas.
- Realizar pruebas variando otros parámetros, usar otros materiales o en su defecto sintetizar un polímero y caracterizarlo, variar el tipo y tamaño de grano del carbón mineral, variar la geometría de los actuadores, proponer nuevas geometrías para aplicaciones específicas.

Referencias

- Alexander R. M., *Elastic Mechanisms in Animal Movement*, The Cambridge University Press: 1988.
- Araromi O.A., A.T. Conn, C.S. Ling, J.M. Rossiter, R. Vaidyanathan, S.C. Burgess, Spray deposited multilayered dielectric elastomer actuators, *Sensors and Actuators A* 167 (2011) 459–467.
- Aschwanden M, Beck M and Stemmer A 2007 Diffractive transmission grating tuned by dielectric elastomer actuator *IEEE Photon. Technol. Lett.*
- Bar-Cohen, Y. Ed., *Electroactive, Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscle*, 2nd edition. Bellingham, WA: SPIE Press, 2004.
- Bar-Cohen Y., Xue and S.-S., Lih, "Polymer piezoelectric transducers for ultrasonic NDE, "First International Internet Workshop on Ultrasonic NDE, Subject: Transducers, organized by R. Diederichs, Utonline Journal, Germany, <http://www.ndt.net/article/yosi/yosi.htm> (Sept. 1996).
- Bar-Cohen Yoseph, Stewart Sherrit and Shyh-Shiuh Lih, Characterization of the Electromechanical Properties of EAP materials, *Proceedings of EAPAD, SPIE's 8th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, 5-8 March, 2001, Newport, CA. Paper No. 4329-43.
- Baughman, R., L. Shacklette, R. Elsenbaumer, E. Pichta and C. Becht, "Conducting polymer electromechanical actuators", *Conjugated Polymeric Materials: Opportunities in Electronics, Optoelectronics and Molecular Electronics*, eds. J. L.. Bredas and R. R. Chance, Kluwer Academic Publishers, The Netherlands (1990), pp. 559-582.
- Cârlescu Vlad, Petru Marian Cârlescu, Dumitru Olaru, Gheorghe Prisăcaru, Modeling and Simulation of The Electromechanical Response in Planar Electroactive Polymer Actuators, *Proceedings of International Conference On Innovations, Recent Trends And Challenges In Mechatronics, Mechanical Engineering And New High-Tech Products Development – MECAHITECH'11*, vol. 3, year: 2011.
- Carpi F, Bauer Sand De RD 2010 Stretching dielectric elastomer performance *Science*
- Carpi Federico, Claudio Salaris and Danilo De Rossi, Folded dielectric elastomer actuators, *Smart Mater. Struct.* 16 (2007) S300–S305 doi:10.1088/0964-1726/16/2/S15.
- Carpi Federico, Gabriele Frediani, Carlo Gerboni, Jessica Gemignani, Danilo De Rossi, Enabling variable-stiffness hand rehabilitation orthoses with dielectric elastomer transducers, *Medical Engineering & Physics* 36 (2014) 205–211.
- Carpi F., Chiarelli P., Mazzoldi A. and De Rossi D., 2003, "Electromechanical characterization of dielectric elastomer planar actuators: comparative evaluation of different electrode materials and different counterloads", *Sensors Actuators* 107 85-92.
- Carpi F., D. De Rossi, "Dielectric elastomer cylindrical actuators: electromechanical modelling and experimental evaluation", *Materials Science and Engineering C* 24(4), 555–562 (2004).
- Chuc Nguyen Huu, Nguyen Huu Lam Vuong, Duk Sang Kim, Hyung Pil Moon, Ja Choon Koo, *Member, IEEE*, Young Kwan Lee, Jae-Do Nam, and Hyouk Ryeol Choi, *Member, IEEE*, Fabrication and Control of Rectilinear Artificial Muscle Actuator, *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, VOL. 16, NO. 1, FEBRUARY 2011.
- Danfoss, 2009, Pull inlaster engineering sheet.
- Eguchi M., "On the permanent Electret," *Philosophical Magazine*, Vol. 49 (1925) pp. 178.
- Full, R.J., "invertebrate locomotor systems," in the handbook of comparative physiology, W, Dantzler, ed., pp. 853-930, Oxford University Press, Oxford, 1997.
- Frediani Gabriele, Daniele Mazzei, Danilo Emilio De Rossi and Federico Carpi, Wearable wireless tactile display for virtual interactions with soft bodies, published 01 september 2014, doi: 10.3389/fbioe.2014.00031.
- Gallone G., F. Galantini, and F. Carpi. "Perspectives for new dielectric elastomers with improved electromechanical actuation performance: Composites versus blends." *Polymer International*, 2010: 59(3):400–406.

- Huang, Jiangshui, Samuel Shian, Roger M. Diebold, Zhigang Suo, and David R. Clarke. 2012. The thickness and stretch dependence of the electrical breakdown strength of an acrylic dielectric elastomer. *Applied Physics Letters* 101:122905.
- Hunter I., S. Lafontaine. "Actuators Workshop." *Tech. Dig. IEEE Solid State Sens.*, 1992: 178.
- Iglesias Perez Omar, Quetglas Gonzales Zelma, Martinez Quetglas Razel, Álvarez Herrera Isvan., "Nuevo Modelo Mecánico del Músculo". Año 17, No 170, Julio 2012.
- KwakJ,ChiH,JungK,KooJ,JeonJ,LeeY,NamJ-d, Youngsun R and Hyouk C 2005 A face robot actuated with artificial muscle based on dielectric elastomer *J. Mech. Sci. Technol.*
- Kim J., J.-Y. Kim and S.-J. Choe, "Electro-active papers: its possibility as actuators", Bar-Cohen Y., (Ed.), *Proceedings of the SPIE's EAPAD Cong.*, part of the 7th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials, *SPIE Proc. Vol. 3987*, (2000) pp. 203-209.
- Kofod G., "Dielectric elastomer actuators. Ph.D. Thesis, The Technical University of Denmark", (2001).
- Kornbluh R, Perine R, Pei Q, Heydt R, Stanford S, Oh S and Eckerle J. "Electroelastomer: application of dielectric elastomer transducers for actuation, generation and smart structures." *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.* 4698, 2002: 254–70.
- Lai, William, "Characteristics of dielectric elastomers and fabrication of dielectric elastomer actuators for artificial muscle applications" (2011). *Graduate Theses and Dissertations*. Paper 12183.
- Lochmatter Patrick , Kovacs Gabor , Michel Silvain , Characterization of dielectric elastomer actuators based on a hyperelastic film model, , 8092 Zurich, Switzerland , Received 9 December 2005; received in revised form 19 July 2006; accepted 11 August 2006 Available online 15 September 2006.
- Liu Yanju, Liwu Liu¹, Zhen Zhang and Jinsong Leng, Dielectric elastomer film actuators: characterization, experiment and analysis, Received 9 October 2008, in final form 6 June 2009 Published 17 July 2009
- McKay T, O'Brien B, Calius E and Anderson I 2010 An integrated, self-priming dielectric elastomer generator *Appl. Phys. Lett.*
- Marsh R. L., J.M. Olson, and S.K. Guzik, "Mechanical performance of scallop adductor muscle during swimming," *Nature*, 357: (6377) (1992), pp. 411-413.
- McGough Kevin, Saad Ahmed, Mary Frecker and Zoubeida Ounaies, Finite element analysis and validation of dielectric elastomer actuators used for active origami, *Smart Mater. Struct.* 23 (2014) 094002 (10pp) doi:10.1088/0964-1726/23/9/094002.
- Madden JDW,N.A.Vandesteeg,P.A.Anquetil,P.G.Madden,A.Takshi,R.Z.Pytel,S. R. Lafontaine, P. A. Wieringa, W. Hunter. "Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects." *IEEE J. Ocean. Eng.* 29, 2004: 706-28.
- Nguyen Canh Toan, Ngoc Linh Nguyen, Hyungseok Lee, Daeyeong Kim, Choonghan Lee, Hyungpil Moon, Ja Choon Koo, Jae-do Nam, JeongHeon Han, and Hyouk Ryeol Choi, Enhancement of Transduction Performance of a Dielectric Elastomer Actuator Based on Acrylonitrile Butadiene Rubber, *Macromolecular Research*, Vol. 21, No.1, pp 85-91 (2013) www.springer.com/13233 DOI 10.1007/s13233-013-1013-x pISSN 1598-5032 eISSN 2092-7673.
- Nguyen Canh Toan, Hoa Phung, Tien Dat Nguyen, Choonghan Lee, Uikyum Kim, Donghyouk Lee, Hyungpil Moon, Jachoon Koo, Jae-do Nam and Hyouk Ryeol Choi, A small biomimetic quadruped robot driven by multistacked dielectric elastomer actuators, *Smart Mater. Struct.* 23 (2014) 065005 (12pp) doi:10.1088/0964-1726/23/6/065005.
- Oguro, K., Y. Kawami and H. Takenaka, "Bending of an ion-conducting polymer film- electrode composite by an electric stimulus at low voltaje", *Trans. Journal of Micromachine Society*, Vol. 5, (1992) pp. 27-30.
- Pelrine R, Kornbluh R, Pei Q. "High-performance acrylic and silicone elastomers." Chap. chapter 4 in *Dielectric elastomers as electromechanical transducers: Fundamentals, materials, devices, models and applications of an emerging electroactive polymer technology*, by D. De Rossi, R. Kornbluh, R. Pelrine, and P. Sommer-Larsen, editors F. Carpi. Elsevier, 2008.

- Pelrine R, Roy Kornbluh, Qibing Pei, Scott Stanford, Seajin Oh, Joe Eckerle, "Dielectric Elastomer Artificial Muscle Actuators: Toward Biomimetic Motion", *Smart Structures and Materials* 2002.
- Pelrine R., R. Kornbluh, J. Joseph, R. Heydt, Q. Pei, S. Chiba, High-field deformation of elastomeric dielectrics for actuators. *Materials Science and Engineering C* 11(2), 89–100 (2000).
- Pelrine R., R. Kornbluh, and J.P. Joseph, "electrostriction of polymer dielectrics with compliant electrodes as a means of actuation." *Sensor Actuat. A*, Vol. 64 (1998), p. 77-85.
- Pelrine R, Roy Kornbluh, Qibing Pei, Scott Stanford, Seajin Oh, Joe Eckerle, "Dielectric Elastomer Artificial Muscle Actuators: Toward Biomimetic Motion", *Smart Structures and Materials* 2002.
- Roentgen, W. C., "About the changes in shape and volumen of dielectrics caused by electricity," Section III in G. Wiedemann (Ed.), *Annual Physics and Chemistry Series*, Vol. 11, John Ambrosius Barth Publisher, Leipzig, German (1880) pp. 771-786 (in German).
- Rosset Samuel, Herbert R. Shea, Flexible and stretchable electrodes for dielectric elastomer actuators, *Appl Phys A* (2013) 110:281–307 DOI 10.1007/s00339-012-7402-8.
- Rajaman A. , Michael D. Grissom, Christopher D. Rahnm and Qiming Zhang, Fellow, IEEE. "Wound roll dielectric elastomer actuators: fabrication, analysis, and experiments," *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, Vol 13, No. 1, February 2008.
- Sánchez López, Félix, 2013, Control neuronal de actuadores basados en polímeros electroactivos. *INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING SMART MATERIALS AND STRUCTURES Smart Mater. Struct.* 14 (2005) 1396–1402
- Schlaak H. F. M. Jungmann, M. Matysek, P. Lotz, "Novel multilayer electrostatic solid-state actuators with elastic dielectric", in *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)* 2005, vol. 5759 (2005), pp. 121–133.
- Michael Wissler¹ and Edoardo Mazza², Modeling and simulation of dielectric elastomer actuators,
- Zhang Q. M., V. Bharti, and X. Zhao, "Giant electrostriction and relaxor ferroelectric behavior in electron-irradiated poly (vinylidene fluoridetrifluorethylene) copolymer," *Science*, Vol. 280, pp. 2101-2104 (1998).

Apéndice A

Banco de pruebas, probetas y equipo experimental.

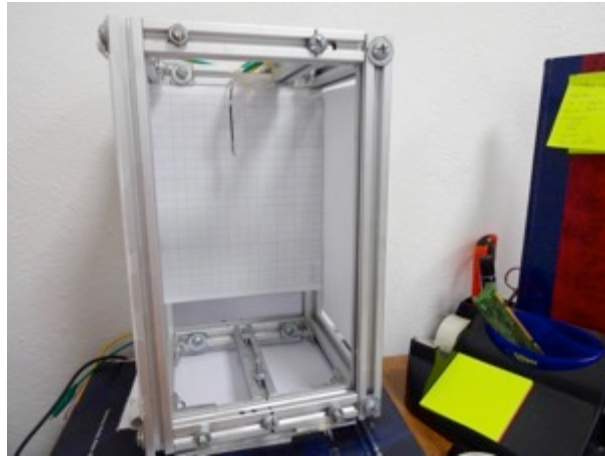


Figura A.1 Banco de pruebas.

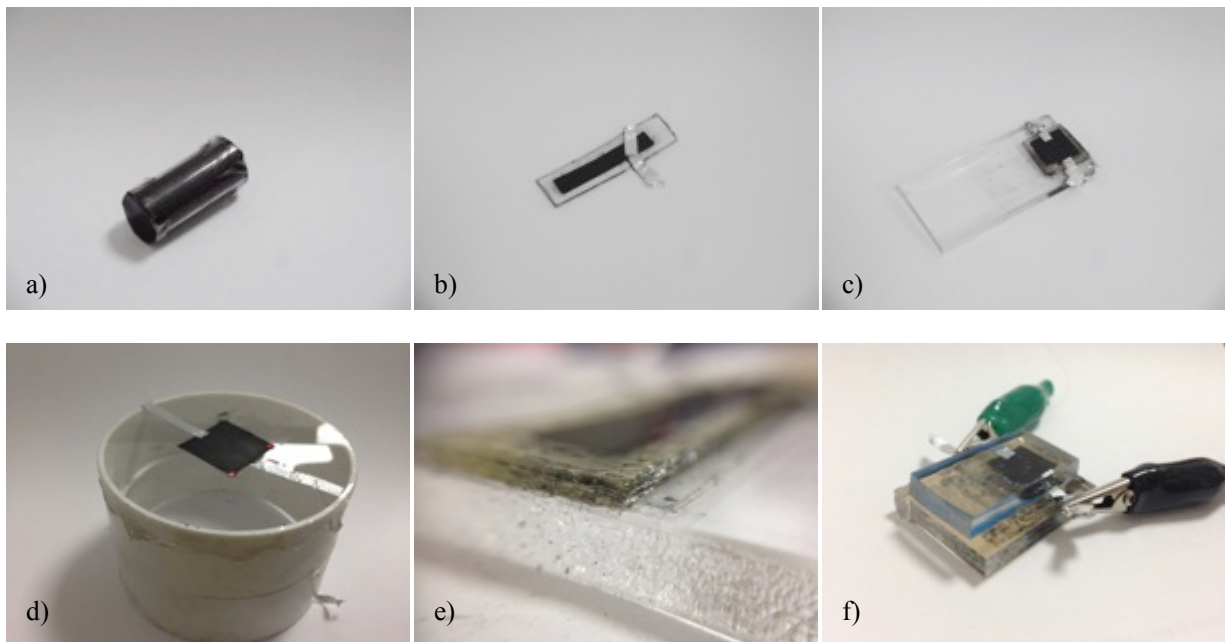


Figura A.2 Probetas para experimentos, a) medición de resistividad del carbón, b) actuador a flexión para medición de influencia de frecuencia con el desplazamiento, c) actuador multicapa para medir fuerza, d) probeta para medir desplazamiento y tiempo de respuesta, e) acercamiento de una estructura multicapa, f) actuador para medir fuerza.

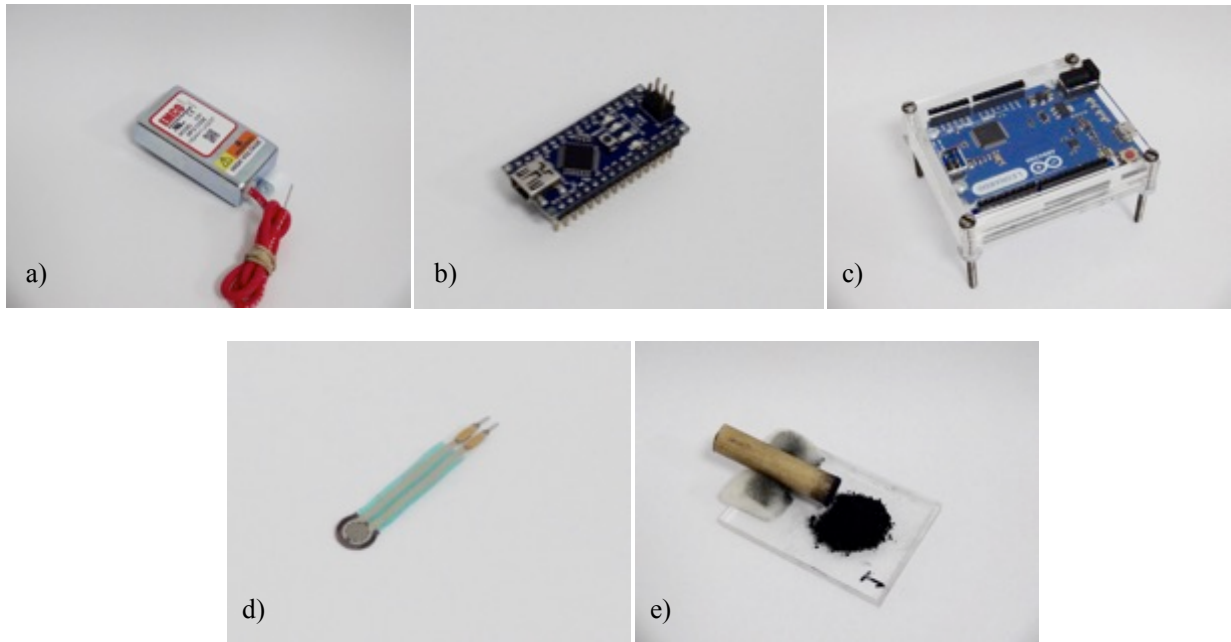


Figura A.3 Equipo para experimentación, a) transformador DC-HDC EMCO C-50, b)arduino NANO usado para inducir cambio de frecuencia, c)arduino LEONARDO usado para recibir señales del sensor, d) sensor de presión, e) carbón mineral en polvo.

Apéndice B

Ampliación de nomogramas

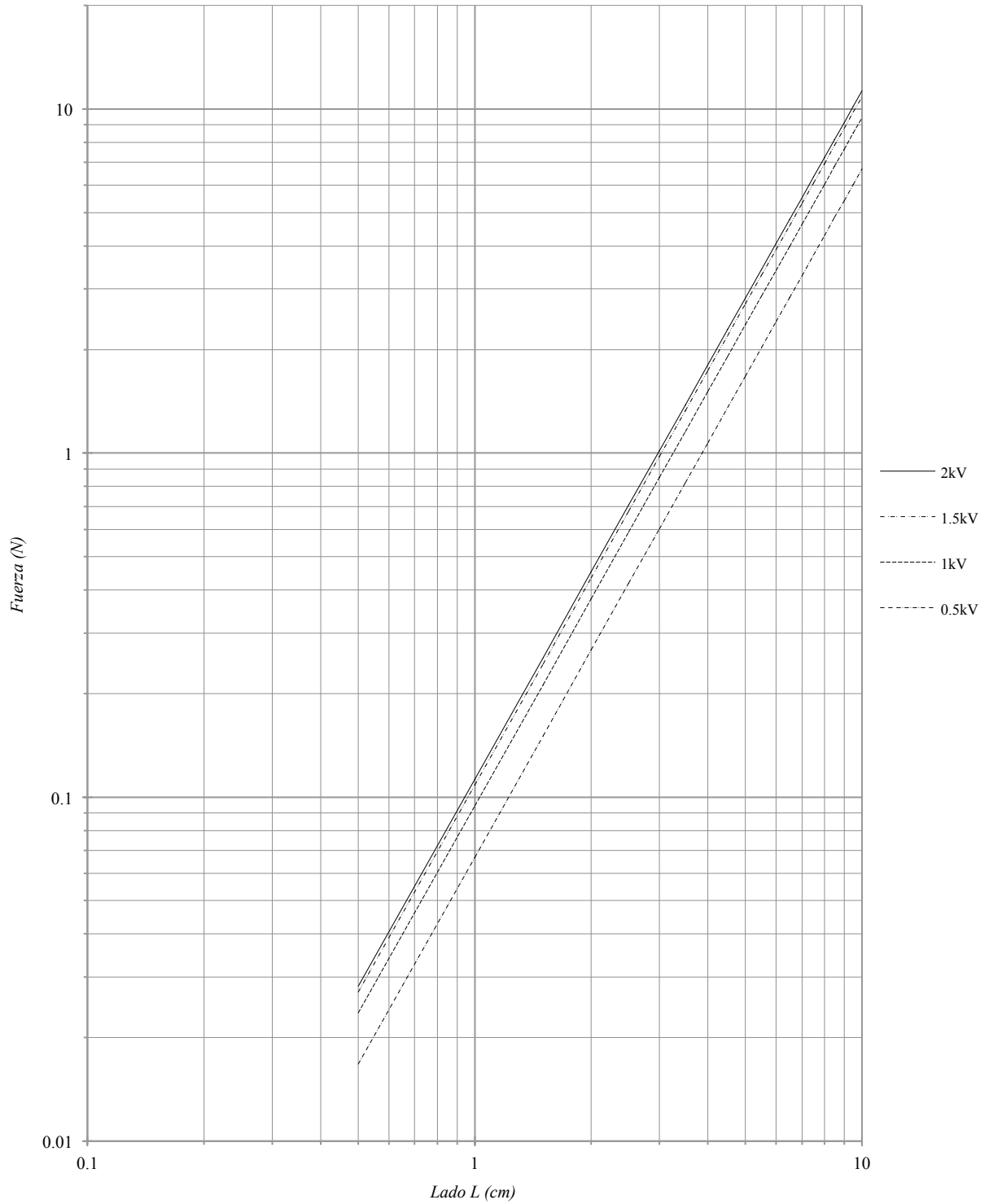


Figura B.1 Ampliación de nomograma en la *Figura 4.22*.

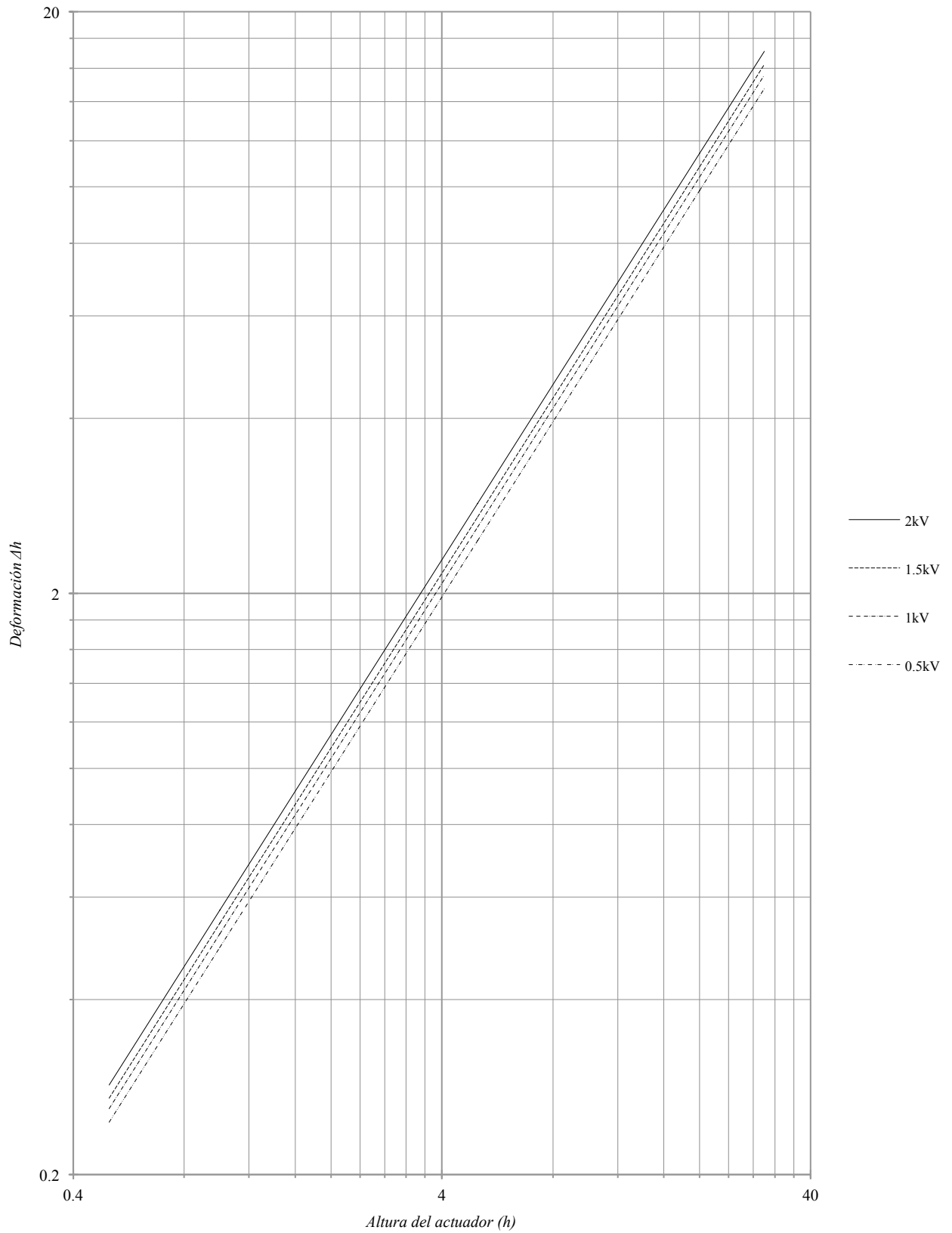


Figura B.2 Ampliación de nomograma en la *Figura 4.23*.

Apéndice C

Calibración de la celda de carga

Para calibrar el sensor de presión se siguieron los siguientes pasos:

- Se hizo la conexión necesaria para poder probar el funcionamiento del sensor de presión. Un arduino se utilizó para poder recabar los datos.
- Se consiguieron masas calibradas de diferentes pesos, las cuales se colocaron sobre el sensor, donde en intervalos de tiempos se tomaba el dato que arrojaba el sensor.
- Se dejó caer suavemente la masa sobre el sensor, tal como podemos ver en la *Figura C.1*.
- una vez dejando caer la masa , se esperó 10 segundos a que los datos que arrojaba el sensor se estabilizaran.
- Se anotaron los datos, graficaron y se obtuvo el error respecto a la línea de tendencia.

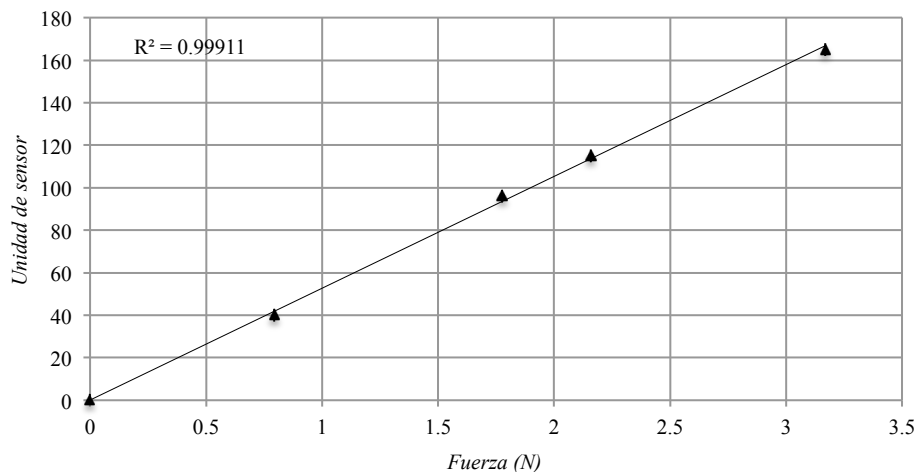


Figura C.1 Gráfica Fuerza vs Unidad de sensor.

Como se observa en la *Figura C.1* el comportamiento de la gráfica tiende a ser lineal, con una pequeña variación en el tercer punto, el coeficiente de correlación es de 0.99911 el cual resulta tener una muy buena calidad del modelo para replicar los resultados, por la diferencia que existe entre la línea de tendencia y los puntos del gráfico se obtuvo que el sensor puede llegar a tener una incertidumbre de $\pm 0.00186 N$.

Análisis de unidades para la presión de Maxwell

La *Ecuación 2.6* muestra la forma básica de la presión que ejercen los electrodos sobre la película de polímero, se sabe que en el SI la presión p esta dada en Pa o N/m^2 , ϵ_0 esta en F/m, ϵ_r es adimensional, el campo eléctrico E se puede expresar en dos conjuntos de unidades equivalentes N/c y V/m, por lo tanto la *Ecuación 3.6* expresada en unidades queda:

$$\left[\frac{N}{m^2} \right] = \left[\frac{F}{m} \right] \left[\frac{N}{c} \right] \left[\frac{V}{m} \right]$$

Multiplicando los términos se tiene:

$$\left[\frac{N}{m^2} \right] = \left[\frac{FNV}{cm^2} \right]$$

Al multiplicar un Faradio por un Volt se obtiene un Coulomb, por lo tanto:

$$\left[\frac{N}{m^2} \right] = \left[\frac{cN}{cm^2} \right]$$

Realizando la división se obtiene:

$$\left[\frac{N}{m^2} \right] = \left[\frac{N}{m^2} \right]$$

Se aprecia que las unidades son congruentes. Si se multiplican ambos lados de la ecuación por un área en m^2 , se obtienen unidades de fuerza neta.

$$[N] = [N]$$

José Armando Fragoso Mandujano

Cel. 9671232528