



***REPORTE TECNICO DE RESIDENCIA PROFESIONAL.***

---

PERIODO: AGOSTO – DICIEMBRE DEL 2014.

***INSTITUTO TECNOLOGICO DE TUXTLA GUTIERREZ.***

DEPARTAMENTO DE INGENIERIA METAL-MECANICA.

PROYECTO:

**“MODELADO NUMERICO DEL COMPORTAMIENTO MECANICO  
DE POLIMEROS ELECTROACTIVOS PARA APLICACION EN  
MUSCULOS”.**

**RESIDENTE:**

JULIO CESAR AQUINO MANDUJANO.

No. CONTROL: 10270195.

**EMPRESA:**

CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACION Y DESARROLLO TECNOLOGICO  
(CENIDET).

**ASESOR EXTERNO:**

Dr. ARTURO ABUNDEZ PLIEGO.

**ASESOR INTERNO:**

M.C. IGNACIO ARRIOJA CARDENAS.

Cuernavaca, Morelos a 12 de Diciembre de 2014.

## Contenido

INDICE DE FIGURAS	INDICE DE TABLAS	4
1	INTRODUCCION	5
2	JUSTIFICACION	6
3	OBJETIVOS	6
4	CARACTERIZACION DEL AREA DE TRABAJO	6
5	PROBLEMAS A RESOLVER	7
6	ALCANCES Y LIMITACIONES	7
7	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
7.1	POLIMEROS	7
7.1.1	CLASIFICACION	8
7.1.1.1	Clasificación según su origen	8
7.1.1.2	Clasificación respecto a su composición química	8
7.1.1.3	Clasificación según su mecanismo de polimerización	9
7.2	POLIMEROS ELECTROACTIVOS	9
7.2.1	HISTORIA DE LOS POLIMEROS ELECTROACTIVOS	10
7.2.2	CLASIFICACION	11
7.2.3	APLICACIONES DE POLIMEROS ELECTROACTIVOS	14
7.3	MUSCULOS	16
7.3.1	HISTORIA	17
7.3.2	Estructura del Musculo esquelético	19
7.3.3	Característica mecánica del tejido Musculo – Esquelético por cada unidad del musculo tendón (UMT)	21
7.3.3	CLASIFICACION DE LOS MUSCULOS	22
7.3.4	PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO	24
7.3.4.1	Excitación del musculo	25
7.3.4.2	Potencial de acción	26
7.3.4.3	Golpe de fuerza	27
7.3.4.2	Relajación	28
7.3.4.3	Contracción	28
7.3.4.3.1	TIPOS DE CONTRACCIONES	29
8	PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS	32

8.1 Selección del elastómero dieléctrico.....	32
8.2 Selección del electrodo.....	34
8.3 Realización y modelado numérico del EAP.....	34
9. Conclusiones.....	40
10. Anexo.....	41
ANEXO 1.....	41
ANEXO 2.....	42
ANEXO 3.....	42
ANEXO 4.....	43
ANEXO 5.....	43
ANEXO 6.....	44
ANEXO 7.....	44
ANEXO 8.....	45
ANEXO 9.....	45
ANEXO 10.....	46
ANEXO 11.....	46
ANEXO 12.....	47
ANEXO 13.....	47
ANEXO 14.....	48
ANEXO 15.....	48
ANEXO 16.....	49
ANEXO 17.....	49
ANEXO 18.....	50
ANEXO 19.....	50
BIBLIOGRAFIA.....	51

## INDICE DE FIGURAS.

## 1 INTRODUCCION.

En busca de la mejora contante en los mecanismos existentes, el hombre ha tomado ideas de la naturaleza con el fin de replicar de manera concisa los diseños ya existentes en ellas, gracias a ellos ha surgido una rama de especialidades para diferentes necesidades en la vida cotidiana del ser humano. En especial hoy en día el mundo científico y tecnológico se inspira en el diseño de sistemas artificiales en la en los sistemas motores de animales, ya que dichos arreglos, es decir, músculos, tendones, huesos y nervios trabajando en conjunto realizan una serie de movimientos fluidos, exactos y veloces.

Con el paso del tiempo, el hombre tratando de imitar estos acoplamientos naturales consiguiendo la creación de una serie de robots, que a su vez, con los días se ha logrado la obtención de nuevos movimientos más sofisticados, desde manipulaciones simples hasta la creación de un sistema de producción terminado. Por otra se ha impulsado la investigación en áreas a fines a los estudios biomecánicos y la implementación de materiales que pueden emular el comportamiento de músculos biológicos, creando el desarrollo de materiales inteligentes que por medio de estímulos principalmente los polímeros electro activos (EAP) se pueden realizar mecanismos de actuación en sistemas tan complejos como el musculo cardiaco, prótesis actuadas y las típicas aplicaciones robóticas, desarrollados con actuadores electromecánicos consiguiendo formar lo que comúnmente se conoce como “Músculos Artificiales” [6].

Los polímeros electroactivos son materiales con la característica primordial de sufrir una serie de deformaciones al encontrarse expuestos a un campo magnético [9], generalmente el estudio de estos materiales se han enfocado primordialmente en la constitución química como la estructura molecular, basado en esto se busca la caracterización mecánica de estos materiales para mejorar la comprensión de los fenómenos que presentan de manera física.

## 2 JUSTIFICACION.

El estudio de los EAP's se ha enfocado principalmente en las características químicas que generan una reacción de estos materiales en presencia de ciertos fenómenos magnéticos, por lo que es muy importante el análisis mecánico de deformación que se describe la comprensión de este fenómeno mediante la generación de una presión producida flujo eléctrico que, a su vez, crea un campo magnético que conlleva a la compresión de un polímero deformable.

## 3 OBJETIVOS.

- ❖ Investigar la característica químicas, mecánicas, y eléctricas de los polímeros, músculos y polímeros electroactivos.
- ❖ Modelar numéricamente, mediante el método de elementos finitos la información previamente obtenida con la que se cuenta, la relación que existe en los materiales entre la alimentación eléctrica y la reacción mecánica a la que conlleva.

## 4 CARACTERIZACION DEL AREA DE TRABAJO.

El Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico conocido por sus siglas como CENIDET cuenta con una serie de departamentos en el área mecánica enfatizando el área de Diseño, Biomecánica y Tribología, y Térmica; en las cuales se aportan una serie de proyectos para la investigación proyectos basados en las cualidades de los estudiantes que deseen generar su Residencia Profesional.

Particularmente se realizó el proyecto de “Modelado numérico del comportamiento mecánico de polímeros electroactivos para aplicación en músculos” en el área de Diseño mecánico, en la línea de investigación de Optimización de Diseños en la sección de Materiales.

## 5 PROBLEMAS A RESOLVER.

Ampliar y relacionar los conocimientos mecánicos con los estímulos eléctricos mediante un campo magnético que generan la deformación en los EAP's que se implementan en músculos artificiales

## 6 ALCANCES Y LIMITACIONES.

- **Alcances:**

Se realizó el estudio, diseño de una serie de prototipos posibles utilizados como músculos artificiales, se seleccionó un prototipo y se realizó el modelado numérico de los EPA'S en relación al voltaje y la deformación del elemento polímero que se seleccionó por las características físicas que presenta.

- **Limitaciones:**

La principal limitación que presentan los polímeros electroactivos, es la poca información que se obtiene en ámbito mecánico ya que la mayoría de publicaciones se enfocan en las estructuras químicas; otro obstáculo presentado en la característica no lineal que presentan dichos materiales, a su vez el poco conocimiento en el manejo del software de modelado numérico que en tal caso fue el ANSYS, ya que como limitación principal es el tiempo tan limitado que se cuenta para realizar lo que es la recolección de información y el buen manejo del software a la hora de la captura de propiedades.

## 7. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.

### 7.1 POLIMEROS.

Los polímeros son grandes moléculas conocidas como “macromoléculas” que a su vez están compuestas de un conjunto de unidades químicas o moléculas

pequeñas generalmente orgánicas que se repiten a lo largo de una cadena llamados “monómeros” [13].

Las principales propiedades que caracterizan a estos materiales, se pueden mencionar principalmente su mala conductividad eléctrica, su gran resistencia a la exposición del medio ambiente, como también presenten una elasticidad, viscoelasticidad, flujo plástico y punto de fractura muy bueno ya que a altas temperaturas aumentan su características vítreas, por lo que su empleo en la industria eléctrica y electrónica es de suma importancia como aislantes eléctricos.

### **7.1.1 CLASIFICACION.**

Los polímeros por su diversa composición estructural se puede pueden clasificar de las siguientes maneras:

#### **7.1.1.1 Clasificación según su origen.**

- Polímeros naturales: Son aquellas que se encuentran en la naturaleza y forma parte de los compuestos orgánicos.
- Polímeros semi-sintéticos: Se obtienen por transformación de polímeros naturales.
- Polímeros sintéticos: Estos polímeros se obtienen industrialmente a partir de los monómeros.

#### **7.1.1.2 Clasificación respecto a su composición química.**

- Polímeros orgánicos. Posee en la cadena principal átomos de carbono.
- Polímeros orgánicos vinílicos. La cadena principal de sus moléculas está formada exclusivamente por átomos de carbono.
- Polímeros orgánicos no vinílicos. Además de carbono, tienen átomos de oxígeno o nitrógeno en su cadena principal.

### 7.1.1.3 Clasificación según su mecanismo de polimerización.

Esta clasificación fue expuesta en 1929 por el físico estadounidense Wallace Carothers.

- Polímeros de condensación: La reacción de polimerización implica a cada paso la formación de una molécula de baja masa molecular.
- Polímeros de adición: Esta polimerización se genera cuando un "catalizador", inicia la reacción. Separando la unión doble carbono en los monómeros, luego aquellos monómeros se unen con otros debido a los electrones libres.
- Polímeros creados por reacción en cadena: Se requiere un iniciador para comenzar la polimerización. En este caso el iniciador reacciona con una molécula de monómero, dando lugar a un radical libre, que reacciona con otro monómero y así sucesivamente.
- Polímeros creados por reacción por etapas: El peso molecular del polímero crece a lo largo del tiempo de manera lenta, es por eso que se le llama por capas.

## 7.2. POLIMEROS ELECTROACTIVOS.

Un polímero electroactivo es un material usualmente a partir de pirrol, tiofeno y anilina que se deforma cuando es sometido a una tensión o campo eléctrico, usualmente un cambio de forma o tamaño [15]. Una característica primordial de los polímeros electroactivos (PEA O EAP por sus siglas en inglés) es que pueden soportar grandes deformaciones, es decir, hasta un 380% de su forma original al ser sometidos a grandes fuerzas; a estos materiales también puede llamárseles como "músculos artificiales" ya que al igual que los músculos reaccionan por estímulos eléctricos [13].

Los PEAS presentan también características como densidades bajas lo que conllevan a productos ligeros, los procesos de fabricación en serie permiten

obtener con rapidez piezas baratas según sea el tipo y son materiales generalmente flexibles y resistentes a la fractura.

Los EAP's son obtenidos mediante un dopaje de forma electroquímica o via foto dopaje de manera que el de tipo "N" agrega electrones a la banda de conducción y el tipo "P" quita electrones de la banda de valencia.

### **7.2.1. HISTORIA DE LOS POLIMEROS ELECTROACTIVOS.**

El estudio de los Polímeros Electroactivos surge cuando, el físico alemán Wilhelm Röntgen (1845 – 1923) en 1880 diseño un experimento en el cual probo el efecto de la corriente eléctrica en las propiedades mecánicas de una banda de goma [16, 17]. Sin embargo, M. Paul Sacerdote sigue el experimento cuyos análisis son publicados con el nombre de "Deformations electriques des dielectriques solides isotropes" en el año de 1899[18].

Los primeros polímeros sintéticos fueron descubiertos a principios del siglo XX despertando el interés por las propiedades mecánicas que presentaban, pero fue hasta 1925 cuando fue descubierto el primer polímero piezoeléctrico denominado "Electret" [17] formado por una solución sujeta a CC aplicada con características de equivalentes a un imán permanente[19].

El descubrimiento del Fluoruro de polivinilideno (PVDF) en el año de 1969 por H. Ohyobutsuri Kawai producido por un campo eléctrico de 500 Kv/ cm cuyo efecto piezoeléctrico es de gran importancia [20]. Sin embargo en 1977 se hizo el descubrimiento de un polímero altamente conductivo por Hideki Shirakawa que origino un gran interés en el mundo. Esta característica se debe a su característica de ser de una familia donde tienen la naturaleza de portar carga y transportarla según sea su caso [10]; a partir de los 90' se desarrollaron los materiales compuestos cuyas capacidades de activación mostraron tensiones bajas de hasta 1 o 2 voltios [17].

## 7.2.2. CLASIFICACION.

Los EAP'S<sup>1</sup> mediante su estructura química, se pueden clasificar principalmente por su mecanismo de accionamiento en dos grandes grupos: los iónicos y dieléctricos.

Los EAP'S iónicos son aquellos cuyo accionamiento se debe a un flujo interno de iones; por su flujo iónico esta clase de materiales tienen la ventaja de requerir poco voltaje para su accionamiento y como la propiedad es a nivel molecular, la bipartición de estos materiales no dañan sus propiedades físicas y químicas [13]. Las desventajas que presentan esta clase de materiales es su baja capacidad de acoplamiento mecánico, necesitan estar constantemente humectados y el fenómeno de saturación presentado cuando se realiza un trabajo prolongado.

Los materiales compuestos de polímeros iónicos consisten en una membrana ionomérica delgada con electrodos de metales nobles chapada en la superficie con cationes para equilibrar las cargas de aniones fijados en la cadena principal del polímero.

Los EAP's son obtenidos mediante un dopaje de forma electroquímica o vía foto dopaje de manera que el de tipo "N" agrega electrones a la banda de conducción y el tipo "P" quita electrones de la banda de valencia.

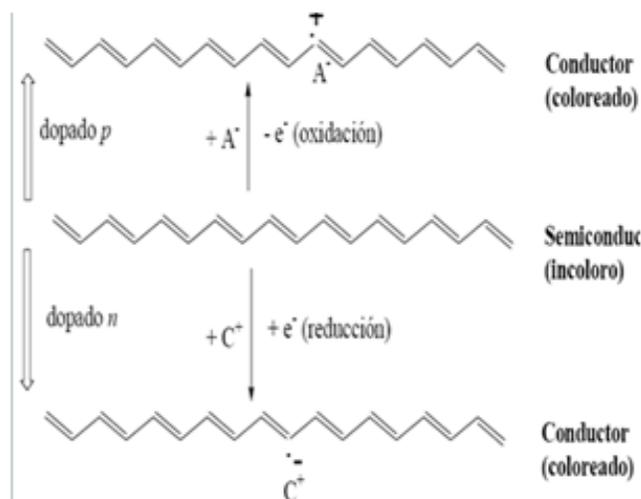


Fig. 7.1 Dopaje "N" y "P".

<sup>1</sup> ELECTROACTIVE POLYMERIC por sus siglas en ingles.

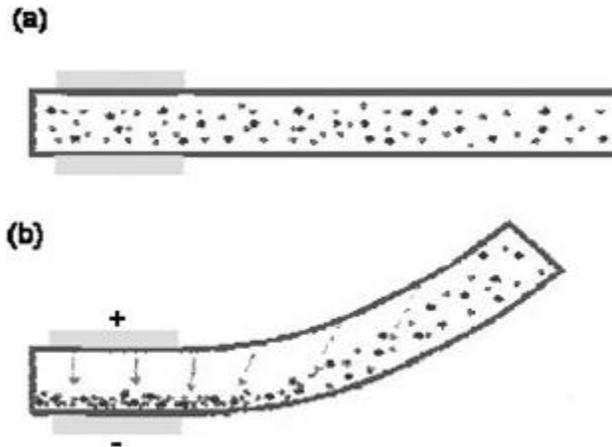


Fig. 7.2 Polímero Electroactivo deformado mediante carga eléctrica.

Los materiales, donde son implementados los EAP's iónicos es en, nanotubos de carbón, polímeros conductivos, fluidos electroreológicos<sup>2</sup>, geles de polímeros iónicos y material metálico compuesto de polímeros iónicos [14].

Los EAP's dieléctricos son materiales que la actuación se debe a por fuerzas electrostáticas las cuales son causadas por un par de electrodos que oprimen al polímero, mediante el cambio de una capacitancia cuando se aplica un voltaje. Entre ventajas que presentan estos materiales es la capacidad de mantener su desplazamiento inducido mientras se conserve la tensión, su biocompatibilidad, contienen una alta densidad de energía mecánica y por el acoplamiento que maneja no son dañados por el entorno de trabajo en el cual se encuentren sometidos. La desventaja presentada es la alta tensión requerida para llevar a cabo el campo magnético. [17]

La presión que es ejercida sobre el elastómero dieléctrico genera una deformación inducida por el campo magnético y la fuerza electrostática inducida por las cargas en la superficie de la película conocida como tensión de Maxwell la cual puede ser calculada de la siguiente manera [13]:

$$P_{elec} = \epsilon_0 \epsilon_r \left( \frac{V}{d} \right)^2 \quad \text{Ec.... 1}$$

Donde

$P_{elec}$  = Es la Presión electrostática.

$\epsilon_0$  = La permitividad del espacio ( $8.85 \times 10^{12} \text{ F/m}$ ).

<sup>2</sup> Son fluidos que cambian la viscosidad de una solución con la aplicación de un campo magnético, mediante la aplicación de un líquido con baja constante dieléctrica.

$\epsilon_r$  = La constante dieléctrica relativa del elastómero.

$V$  = La tensión aplicada.

$d$  = Espesor de la película elastómera.

Tomando en cuenta la compresión mecánica que se realiza en la película elastómera se puede calcular el espesor del elastómero dieléctrico mediante la ley de Hooke mediante la siguiente ecuación[i]:

$$S_2 = -\frac{P_{elec}}{Y} \quad \text{Ec. .... 2}$$

Dónde:

$S_2$  = Espesor del elastómero dieléctrico.

$Y$  = Modulo de Young respecto al material.

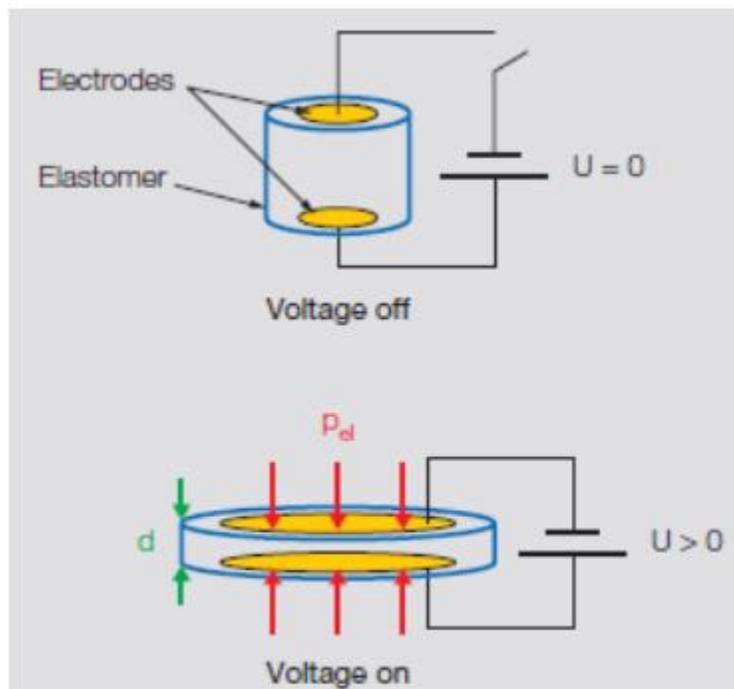
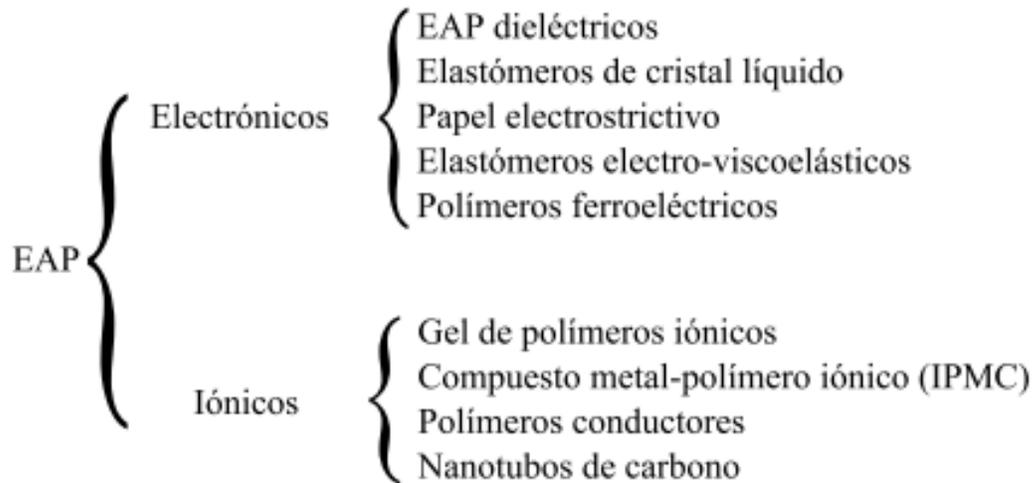


Fig.7.3 Principio de trabajo del EAP's dieléctrico.

En resumen los EAP's quedan constituidos en la siguiente forma:



### 7.2.3 APLICACIONES DE POLIMEROS ELECTROACTIVOS

Los EAP's son materiales que pueden ser fácilmente fabricados, debido a que sus materiales de fabricación son comerciales y de procesos poco complejos lo que provoca una versatilidad para su manejo. Entre las principales aplicaciones de los EAP's su manejo como actuadores inteligentes generando un salto al desarrollo de nuevas tecnologías y diseños en los ámbitos de estudios tecnológicos [13].

Como actuadores se han desarrollado dos clases; los que al reaccionar generan una fuerza a compresión y los que reaccionar genera una fuerza a tensión.

Los actuadores elaborado por EAP de reacción a tensión tienen una forma cilíndrica recubierta con un electrodo interior y exterior. Consiste en un tubo de elastómero sintético con tapas de tendido eléctrico, con un resorte comprimido en dirección axial en el interior de tubo para obtener una mejor deformación axial más rígida (Fig.7.4). En estado libre el actuador se encuentra en preesfuerzo a lo largo de la radial, la cual es relativamente pequeña ya que el esfuerzo dominante se localiza en dirección axial al muelle helicoidal, generando que el tubo se deforme con facilidad en dirección axial[16].

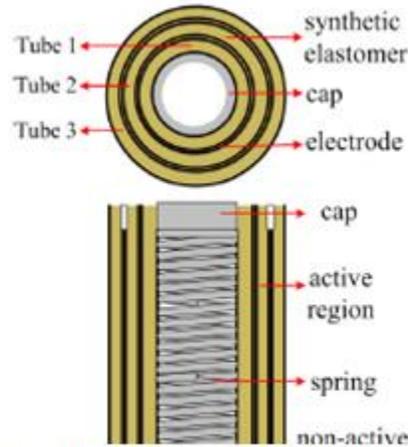


Fig.7.4 Estructura interna de un EAP dieléctrico con reacción a tensión.

Los actuadores elaborados de EAP's de que reaccionan por compresión están elaborados por un conjunto de unidades usualmente rectangulares, los cuales están constituidos por un par de electrodos de materiales altamente conductores separados por una película de elastómero dieléctrico. La activación del EAP funciona por una presión electrostática que genera una compresión en la película dieléctrica produciendo un acortamiento en su longitud. Estos actuadores en la actualidad son los más empleados como "Músculos Artificiales" por su similitud en el manejo de fuerzas generadas por una compresión.

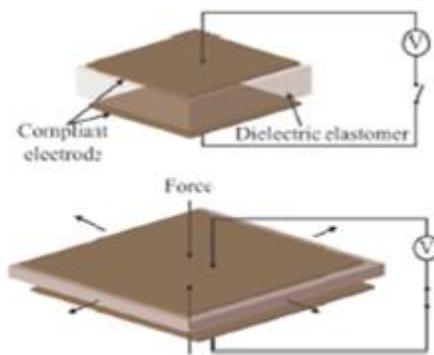


Fig. 7.5 Polímero Electroactivo Dieléctrico con reacción en compresión

Los EAP's por la complejidad de su forma, estructura química, biocompatibilidad pueden ser utilizados como (Fig. 7.6):

- Baterías recargables.
- Pantallas táctiles.
- Prótesis con movimientos básicos como faciales.
- Equipos quirúrgicos como sondas para operaciones laparoscópicas.
- Nervios artificiales.
- Biosensores.



Fig. 7.6 Rostro con movimientos faciales y mano robótica elaborados por EAP's.

Entre los EAP's más utilizados son:

El Polipirrol es una clase de polímero conductor utilizado en músculos artificiales y sensores principalmente, por su característica biocompatible en forma de películas, fibras, tubos y películas. Su principal característica es su cambio de volumen o conductividad eléctrica debido a que es elaborado por Redox ocasionando un transporte de iones.

El Fluoruro de polivinilideno (PVDF) son comúnmente utilizados en componentes estructurales inteligentes, utilizados en ultrasonidos se extrae mecánicamente para orientar sus moléculas para producir una fuerte capacidad piezoeléctrica [14].

### 7.3. MUSCULOS.

Los músculos tienen como función generar fuerza para producir tensión o desplazamiento transformando la energía química de los alimentos en energía mecánica. La palabra musculo proviene del latín MUS que significa ratón y el diminutivo "CULUS", ya que los romanos le dieron este nombre a causa de al llevarse a cabo la contracción, el musculo Bíceps del brazo parecía tener la forma de un pequeño ratón [1]

### 7.3.1.- HISTORIA.

Las interrogantes del ¿Cómo? Y ¿Por qué? sobre el aspecto que genera al movimiento en los cuerpos ha sido plataforma para una serie de experimentos que den como consecuencia una explicación respecto a estos hechos de manera científica los cuales dan como resultado el estudios médicos, mecánicos y su relación mediante los impulsos eléctricos generados con el cerebro dando origen a la biomecánica como principal rama de estudio.

En la antigua Egipto del siglo VXII a.c se trataban temas de neurocirugías en relación a aspectos médicos y mecánicos respecto a fallas en la columna vertebral como se hace mención en los papiros de Edward (1550 a.c). Después de casi diez siglos Aristóteles (384 – 322 a.c) en sus tratados “Historias de animales”, “Movimiento de los animales” y “Progresión de animales” hace análisis geométricos y describe la acción de los músculos.

En el siglo II D.C. Galen (131 – 201) “Padre de la medicina del deporte” usa números para describir los músculos y en su ensayo “De Motu musculorum” distingue entre nervios motores y sensoriales y músculos agonistas de los antagonistas, en el siglo XV el artista y científico Leonardo Da Vinci (1452 – 1519) estudia la anatomía y kinesiología, usando letras para describir cada musculo y nervio describe la mecánica del cuerpo durante movimientos como caminar, descender y saltar.

El matemático, físico y filósofo Rene Descartes (1596 – 1650) compara el funcionamiento del cuerpo con objetos inanimados basándose en principios físicos como hace mención en su publicación “Tratados de hombre”, a su vez, en su postulado “El cuerpo del hombre no es más que una máquina que Dios formó”, relaciona la funcionalidad de objetos con el cuerpo humano, y junto con el italiano Giovanni Borelli (1608 – 1679) quien calculo la fuerza para el equilibrio de diferentes articulaciones en sus diferentes publicaciones “De Matu Animalium” y “De Matu Animalium II” en la cual sugirió por primera vez “Los músculos no se

ejercitan en movimiento vital de otro modo que mediante la contracción”, por lo que ambos personajes son conocidos como “Padres de la Biomecánica”.

En 1663, Francesco María Grimaldi afirma que escuchaba la contracción y no fue hasta la invención del estetoscopio electrónico y el análisis computacional que en 1984, Oster comprueba la proporcionalidad entre el sonido producido y la fuerza ejercida por el musculo durante una contracción isométrica contante.

Niels Stensen (1648 – 1677), anatomista, fisiólogo y geólogo quien dedicó la mayor parte de sus estudios en la observación de la unidad musculo tendón y explico que la contracción depende de neuronas motoras centrales.

Para poder expresarse del musculo de manera descriptiva se tuvo la necesidad de incluir conceptos de dinámica clásica , por lo que Jaime Keil (1674 – 1719) calculo el número de fibras de un musculo asumiendo que durante la contracción de cada fibra se vuelve esférica, y perfeccionando el cálculo de músculos John Hunter (1728 – 1793) describió la función muscular de manera considerable , incluyendo el origen de la inserción, así como, la forma de los músculos, orientación mecánica de cada fibra, contracción, fenómeno de relajación, resistencia, hipertrofia, entre otros.

Luigui Galvani (1737 – 1798) observo que al tocar con un escalpelo los músculos de las ranas se contraían, de manera que dedujo que había “Electricidad que era proveniente de los músculos”; siendo esta, la primera explicación de potenciales eléctricos en nervios y músculos por lo que es conocido como el “Padre de la neurología experimental”.

Teniendo como referencia la deducción de Galvani se desecha la idea de “Espíritu animal” que anteriormente se creía, dando origen a la ideología de “Electricidad animal”, por lo que, en 1865, Guillaume Duchenne clasifico la función de los músculos en relación al movimiento, que describe en su trabajo maestro “Fisiología del movimiento”.

En 1880, Wedenski demostró la existencia de corriente de acción en los músculos humanos, sin embargo, el uso práctico se dio hasta el invento del galvanómetro en 1906 por Einthoven.

En 1897, Morpurgo demuestra que el aumento de fuerza muscular se da como resultado del aumento de diámetro de cada fibra y no es resultado al aumento de las fibras que integran al musculo.

Una vez ya teniendo en cuenta los conocimientos mecánicos y uniéndolos a los conceptos termodinámicos, Archivald V. Hill (1886 – 1977) propone un modelo del consumo de oxígeno del musculo, que dio origen que en 1922 ganó el premio nobel. [1]

### **7.3.2.-Estructura del Musculo esquelético.**

El tejido muscular esquelético representa hasta el 40% de la masa corporal y ejerce una serie de funciones siendo la primordial la contracción muscular, por lo que este tejido exhibe una gran plasticidad, ya que es capaz de experimentar grandes modificaciones en su estructura y función debido al tamaño del musculo y la constitución de sus fibras, incluso de la distribución de las proteínas que lo integran [2].

Las unidades estructurales del musculo son las fibras musculares, las miofibras para el control preciso. Este sistema está constituido por motoneuronas que activan el musculo y serán descritas a continuación:

El musculo está constituido jerárquicamente en una serie de paquetes definidos por el tejido conjuntivo que lo rodea; el musculo completo está rodeado de epimisio. Le siguen los fascículos que están rodeados por el permisio y contienen a su vez fibras musculares empaquetadas por el endomisio distribuidas en una dirección determinada de acuerdo a la arquitectura del musculo.

La disposición geométrica de la arquitectura del musculo:

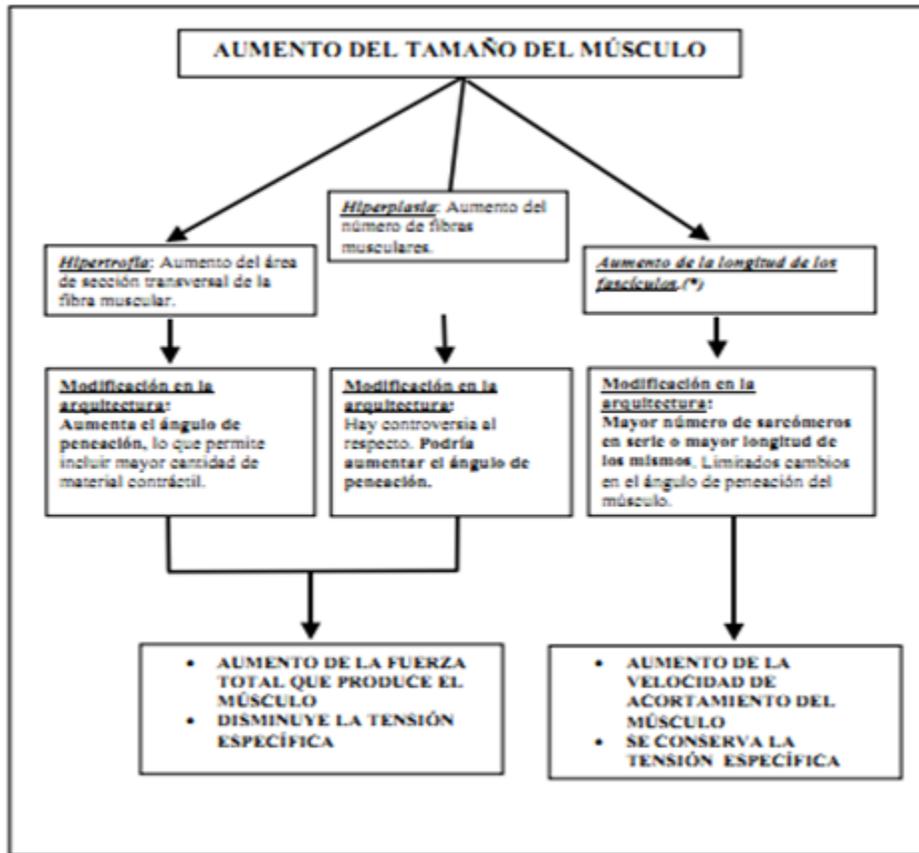


Fig. 7.7 Disposición geométrica de la arquitectura del musculo.

Cada fibra que conforma al musculo está integrada por una célula contráctil o miocitos. Estos presentan forma alargada; todas las células de los miocitos están compuestas por un citoplasma (sarcoplasma), una membrana celular (sarcolema) y múltiples núcleos ubicados en la periferia de la misma.

El sarcolema está formada por una membrana bilipídica en la que se alojan canales que permiten el paso de iones de Na, K y Ca. Las membranas del retículo sarcoplasmático contienen bombas de Ca-ATP que transportan los iones de Ca al interior de las cisternas terminales donde se unen con la calsecuestrina (proteína que tiene una alta afinidad al calcio) con la cual se mantiene más tiempo almacenado y retenidas.

La activación muscular también está dada crucialmente por las mitocondrias y sarcomas que tiene la función de transformar la energía por medio de la formación

del ATP (Activador Tisicular del Plasminogeno) junto con gotas de lípidos y glucógeno que cubren el aporte metabólico para la activación muscular.

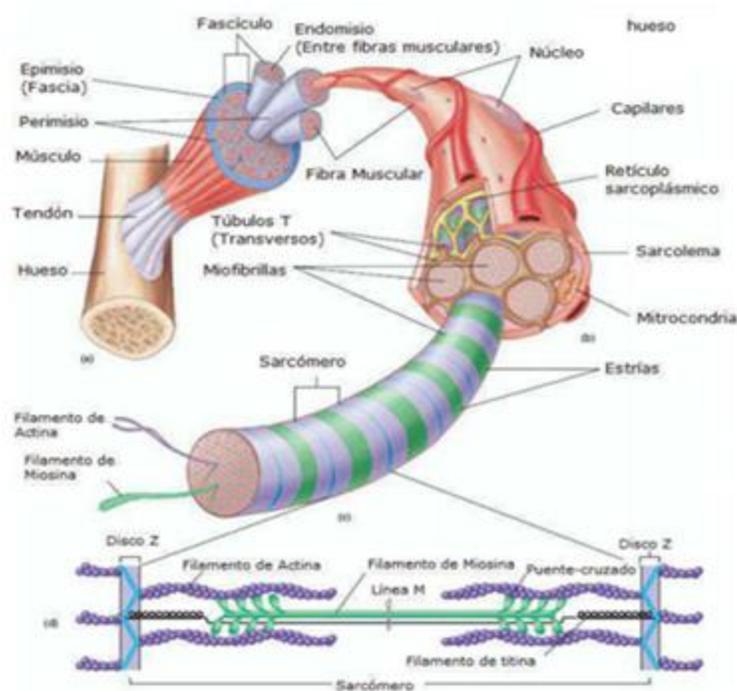


Fig. 7.8 Estructura Organizativa del músculo.

### 7.3.3 Característica mecánica del tejido Músculo – Esquelético por cada unidad del músculo tendón (UMT).

En general el tejido muscular como el tendón, presentan un comportamiento anisótropo debido a la orientación preferencial de las fibras de colágeno. Son materiales heterogéneos como consecuencia de su estructura variable en cada punto.

Ante cargas fisiológicas normales experimentan grandes deformaciones y su comportamiento no lineal se ha atribuido al patrón ondulado de las fibras de colágeno. El UMT tiene una resistencia que oscila entre 50 y 100 MPa, con una elongación máxima de ruptura a tensión de entre 10% y 15%, mientras que ha compresión un músculo se puede deformar hasta un 40 - 60 %<sup>3</sup>[3] de su longitud de reposo

<sup>3</sup> Van Cochran G. A primer of Orthopaedic Biomechanics. Churchill Livingstone. New York 1988.

El elevado porcentaje de agua que se hace presente en estos tejidos da un comportamiento incompresible, por lo que es necesario añadir a sus propiedades mecánicas como la influencia de por la edad, especie, contenido de humedad, temperatura, PH, velocidad de deformación.

Las tenciones iniciales en las UMT son debidas fundamentalmente al crecimiento, remodelación, daño o deformación viscoplastico que se desarrolla a lo largo de la vida del tejido desde la gestión.

### 7.3.3.- CLASIFICACION DE LOS MUSCULOS.

Los músculos presentan diferentes funciones en el organismo por lo que presentan diferentes formas en su estructura interna. Los músculos se clasifican principalmente en:

- a) Músculos estriados esqueléticos.
- b) Músculos lisos.
- c) Músculo estriado cardiovascular.

Los **músculos estriados** son aquellos músculos somáticos que componen a los músculos esqueléticos del sistema muscular.

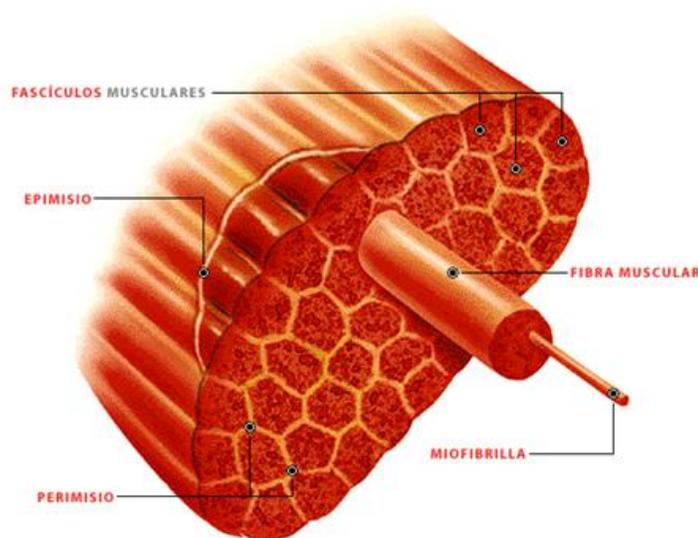


Fig. 7.9 Estructura del musculo estriado.

Esta clase de músculos por su variedad en el organismo se puede clasificar de las siguientes formas:

- i. Por su acción en grupo en: Agonista, Musculo Antagonista y Sinergista.
- ii. Por sus propiedades contráctiles en: Fibra de tipo I y Fibras de tipo II.
- iii. Por su tipo de movimiento en: Flexores, Extensores, Abductores, Rotadores y Fijadores o estabilizadores.

Los **músculos lisos** son aquellos músculos viscerales involuntarios que forman parte de las paredes de los vasos sanguíneos y órganos huecos con movimientos contráctiles coordinados

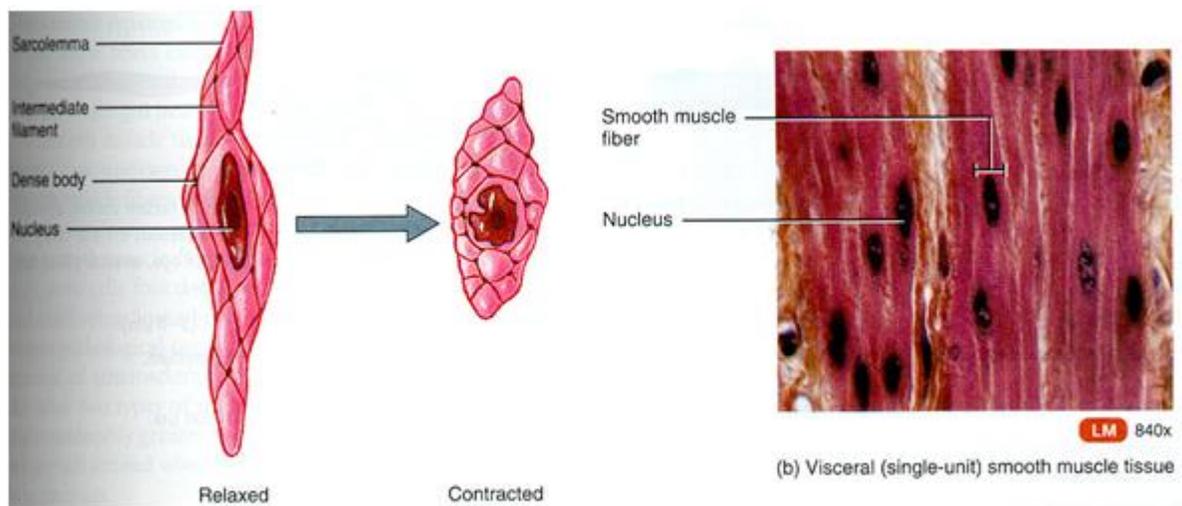


Fig. 7.10 Estructura del musculo liso

Los **músculos estriados cardiovasculares** son de naturaleza estriada modificada de control involuntario que únicamente se encuentran localizados en el corazón con fibras rectangulares que a menudo se bifurcan y muy a menudo tiene núcleos centrales

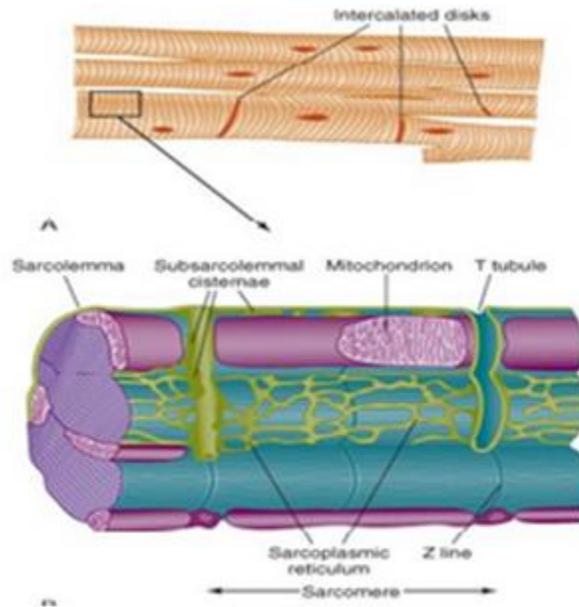


Fig. 7.11 Estructura del músculo estriado cardiovascular.

### 7.3.4.- PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO.

La potencia de contracción muscular varía fundamentalmente por la estructura y funcionamiento de sus fibras y el número de unidades motoras que participan en cada proceso, como también de la capacidad de obtener su energía de forma aeróbica y de regenerar su medio interno tras cada contracción.

Los músculos esqueléticos realizan dos acciones: contracción y relajación. Al ser estimulado el músculo por un impulso motor, éste se contrae; cuando el impulso se discontinúa, el músculo se relaja. Durante la performance deportiva, los músculos realizan tres tipos de contracciones: Las primeras se realizan con tres variaciones: concéntricas, excéntricas y pliométricas.

La producción de la fuerza en los músculos se produce por:

Colágeno (20%)

Agua (60 – 80%)

Elastina (3%)

#### **7.3.4.1 Excitación del musculo.**

La contracción del musculo, desde la corteza cerebral se envía el estímulo que desciende por el sistema piramidal hasta la zona de la medula espinal correspondiente al musculo a contraer. Desde allí el impulso nervioso, se propaga por grandes axonas mielínicos de las alfa-motoneuronas que recorren el cuerpo junto a los vasos sanguíneos como una señal neuromuscular.

Una vez que ingresa en el musculo, los nervios siguen las vainas del tejido conectivo antes de entrar al endomisio, y pierden sus vainas mielínicas en zonas conocidas como punto motor.

De ahí se dirigen a las zonas centrales de las fibras musculares para formar la unión neuromuscular ubicada en la placa motora donde la membrana se proyecta en pliegues denominados hendiduras sinápticas.

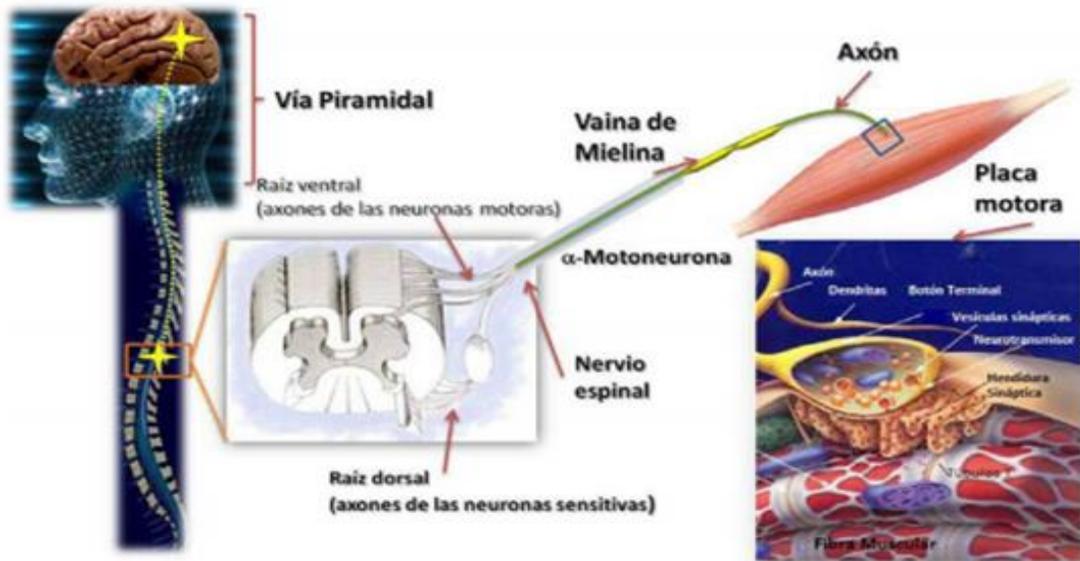


Fig. 7.12 Mecanismo de excitación muscular desde el sistema piramidal hasta la placa motora.

### 7.3.4.2 Potencial de acción.

Tanto los nervios como los músculos son células eléctricamente excitables que contiene puertas que pueden ser estimuladas por señales lumínicas, mecánicas, químicas, canales iónicos y voltaje que permiten el flujo de iones que al abrirse permiten el flujo de iones inter-extracelular, liberando acetilcolina en la placa motora, que despolariza la membrana de modo que se activa la compuerta permitiendo el flujo de sodio hacia el interior de la célula.

La célula es internamente negativa, el gradiente electroquímico obliga al Na a entrar, haciendo positivo el voltaje de la membrana logrando un equilibrio de voltaje obteniendo 0 mV.

Las puertas de Na se inactivan una vez después que la puerta de K se ha abierto permitiendo que este fluya hacia el medio extracelular en fase descendiente.

Como la cinética del K es más lenta que la del Na y las puertas de Na se desactivan rápidamente aun cuando la membrana esta despolarizada, la puerta

del K sucede cuando aún los canales de Na no están totalmente desactivados. De este modo el K sale de la célula hasta que se reestablece su potencial de reposo de -70 mV.

Como en la membrana se encuentran los sensores de voltaje, estos activan los canales de Na permitiendo que se repitan el proceso de generación de potencial de acción explicando anteriormente, propagando la señal a través de la membrana de fibra.

### 7.3.4.3 Golpe de fuerza.

Cuando los espacios de acople del filamento de actina quedan libres, los puentes cruzados de los filamentos de miosina se ven atraídos a los sitios activos de filamentos de actina. Entonces los puentes se unen a los sitios activos produciendo cambios en las fuerzas intermoleculares entre la cabeza y el brazo.

La unión débil de la cabeza de miosina a un nuevo lugar en el filamento de actina provoca la liberación, producido por la hidrólisis del ATP con el que refuerza la unión de la cabeza con la actina y desprende el ADP [d].

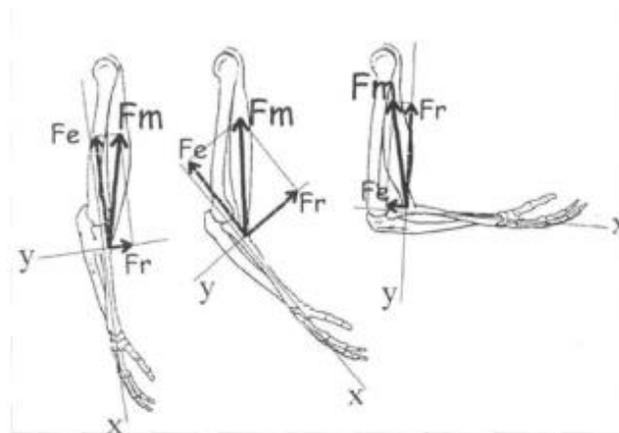


Fig. 7.13 Fuerza muscular ( $F_m$ ) aplicada en el punto de inserción puede descomponerse en fuerza estabilizante ( $F_e$ ) y fuerza responsable de rotación ( $F_r$ ).

### 7.3.4.2 Relajación

Al final del golpe de fuerza, el complejo actino-miosina se mantiene intacto hasta que más ATP está disponible. El ATP desplaza a la actina de la miosina provocando que el ATP requiera relajación muscular en el cual la miosina se encuentra en su estado conformado de alta energía.

La contracción está regulada por iones de Ca ya que esta permite el cambio conformacional de la tropomiosina y a su vez, la liberación de sitios activos de actina. La relajación muscular implicaría la unión de Mg al ATP.

En un músculo de movimiento de poca precisión la relajación suele ser de 10 a 100 fibras musculares por motoneurona.

### 7.3.4.3 Contracción.

Se liberan los neurotransmisores de acetilcolina (ACh) que se almacenan en las vesículas sinápticas. Posteriormente atraviesa la hendidura sináptica, desde el nervio hasta la fibra muscular, y se une con los receptores en el Sarcolema, produciendo la apertura de los canales de sodio y potasio permeando la membrana ante los iones, aumentando el gradiente electroquímico produciendo un impulso muscular que se propaga por la membrana.

Cuando los tubulos se despolarizan, los receptores de dihidropiridina ubicados en las paredes de los tubulos, actúan como sensores de voltaje sufriendo un cambio estructural activando los receptores de rianodina ubicados en el retículo sarcoplásmico (RS). Llevando a la liberación de iones de Ca al mioplasma.

Los iones de Ca liberados por la tropomiosina se enlazan con la troponina C y estos, a su vez, cambian su estructura girando y liberando las cabezas de actina de modo que pueden unirse con las cabezas de miosinas.

Después de la contracción, el Ca retorna a las cisternas terminales transportados por iones de magnesio desde el citosol hacia el RS donde es entregado a las bombas de Ca para su almacenamiento en el RS.

La longitud de los filamentos de miosina y actina no cambian durante la contracción muscular, en cambio, durante la contracción muscular el sarcomero se acorta, llevando a que los discos se acerquen a la parte central del sarcomero.[e]

#### **7.3.4.3.1 TIPOS DE CONTRACCIONES.**

1.- Isotónica o dinámica: es el tipo de contracción muscular más familiar, y el término significa la misma tensión. Como el término lo expresa, significa que durante una contracción isotónica la tensión debería ser la misma a lo largo del total de la extensión del movimiento. Sin embargo, la tensión de la contracción muscular está relacionada al ángulo, siendo la máxima contracción alrededor de los 120 grados, y la menor alrededor de los 30 grados.

1.1.- Concéntrica: Se refiere a las contracciones en las cuales la longitud de los músculos se acortan. Las contracciones concéntricas son posibles sólo cuando la resistencia, sea la fuerza de gravedad, con pesas libres o en una máquina, está por debajo de la fuerza potencial del atleta. La fuerza pico para la contracción concéntrica se alcanza alrededor de los 120 grados y la fuerza más baja está cerca de los 20 grados del ángulo de la articulación.

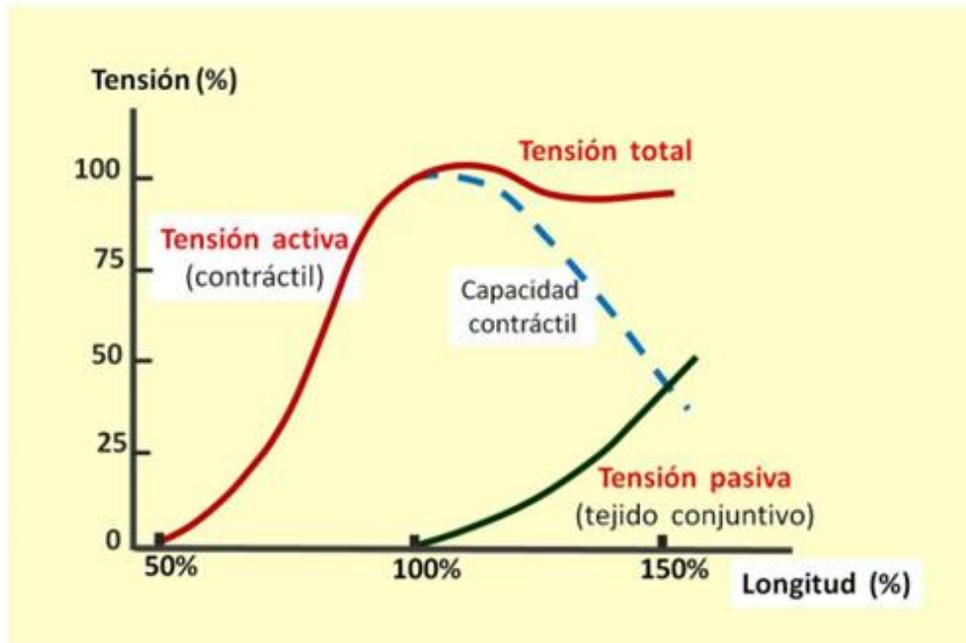


Fig. 7.14 Tensión total del músculo • , tensión contráctil • y tensión pasiva del conjunto conductivo muscular•.

1.2.- Excéntrica o contracción negativa: se refiere a lo opuesto al proceso de la contracción concéntrica, retornando los músculos hacia el punto original de la partida. Durante esta contracción excéntrica los músculos ceden, tanto a la fuerza de gravedad o la fuerza de contracción negativa de una máquina. Bajo tales condiciones, los filamentos de actina se deslizan hacia fuera desenganchándose de los filamentos de miosina, las longitudes de los músculos aumentan ante el incremento del ángulo muscular liberando una tensión controlada.

2.- Isométrica o estática: se refiere al tipo de contracción en la cual el músculo desarrolla una tensión sin cambiar su longitud. Un músculo puede desarrollar tensión a menudo más alta que aquellas desarrolladas durante una contracción dinámica, vía una contracción estática o isométrica.

3-Isokinética: se define como una contracción con una velocidad constante durante todo el rango del movimiento. Los deportes tales como el remo la natación y el canotaje son buenos ejemplos donde un impulso (remada o brazada). [b]

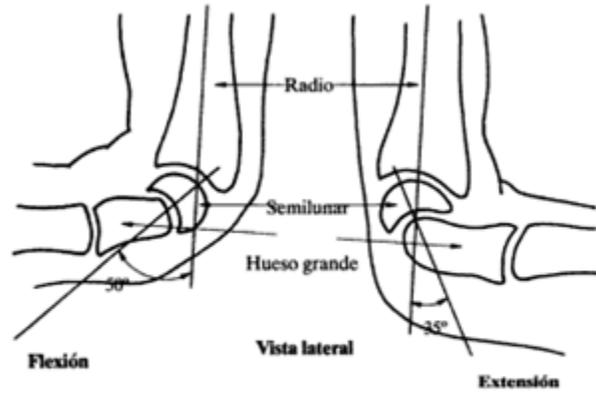


Fig.7.15 Ángulos de contracción del brazo.

La fuerza del musculo se puede calcular mediante la siguiente ecuación[b]:

$$F = F_0 - \Delta F \left( \frac{x - x_0}{x_m} \right)^2 \quad \text{Ec. .... 3}$$

Dónde:

$F_0$  = Fuerza Máxima que el musculo puede aplicar en la posición de relajación  $X_0$ .

$F_0 - \Delta F$  = Fuerza que se puede ejercer en la mínima y máxima longitud.

En la práctica la fuerza que se maneja es como la fuerza media y se expresa de la siguiente forma:

$$\langle F \rangle_m = F_0 - \Delta F/3 \quad \text{Ec. .... 4}$$

En el caso de la potencia muscular, el movimiento generado es de tipo angular,

Por lo que la fórmula correcta es:

P angular = M Fuerza (N.m). Velocidad angular (rad/seg).

## 8. PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS.

El proyecto denominado “MODELADO NUMERICO DEL COMPORTAMIENTO MECANICO DE POLIMEROS ELECTROACTIVOS PARA APLICACION EN MUSCULOS” fue desarrollado en cuatro etapas cronológicamente hablando. La primer etapa consiste en la selección de la película elastómera, la cual será estudiada mediante las características físicas, mecánicas y que, a su vez, fuera un material comercial para futuros estudios científicos.

La segunda etapa consiste en la selección del electrodo, el cual genera la presión electrostática en la película. La tercera etapa consiste en la realización de un diseño en Solidword y su respectivo análisis mediante el método de elementos finitos en el software Ansys. La cuarta y última etapa es la recopilación y exposición de resultados obtenidos.

### 8.1 Selección del elastómero dieléctrico.

Para realizar la selección del elastómero a emplear, se debe llevar a cabo la selección del tipo de actuador mediante la fuerza de reacción busca y se asimile a un musculo natural. Como previamente se enfatiza en la información los músculos trabajan únicamente por pulsos eléctricos que generan una contracción en sus fibras generando un acortamiento en sus dimensiones, por lo tanto, se optó por los EAP's dieléctricos de reacción a compresión.

Para seleccionar el material elastómero, se toma que la deformación axial (desplazamiento) es directamente proporcional a la presión electrostática que se ejerce en el material. En la ecuación de presión electrostática (Ec. 1) se requiere que el material cuente con una constante dieléctrica alta. En la selección del elastómero se optaron por Silicona ( $\epsilon_r= 2.5$ ), Poliuretano ( $\epsilon_r= 1.091$ ) y el Elastómero Acrílico 3M 4905 ( $\epsilon_r= 4$ ) [22, 23,13].

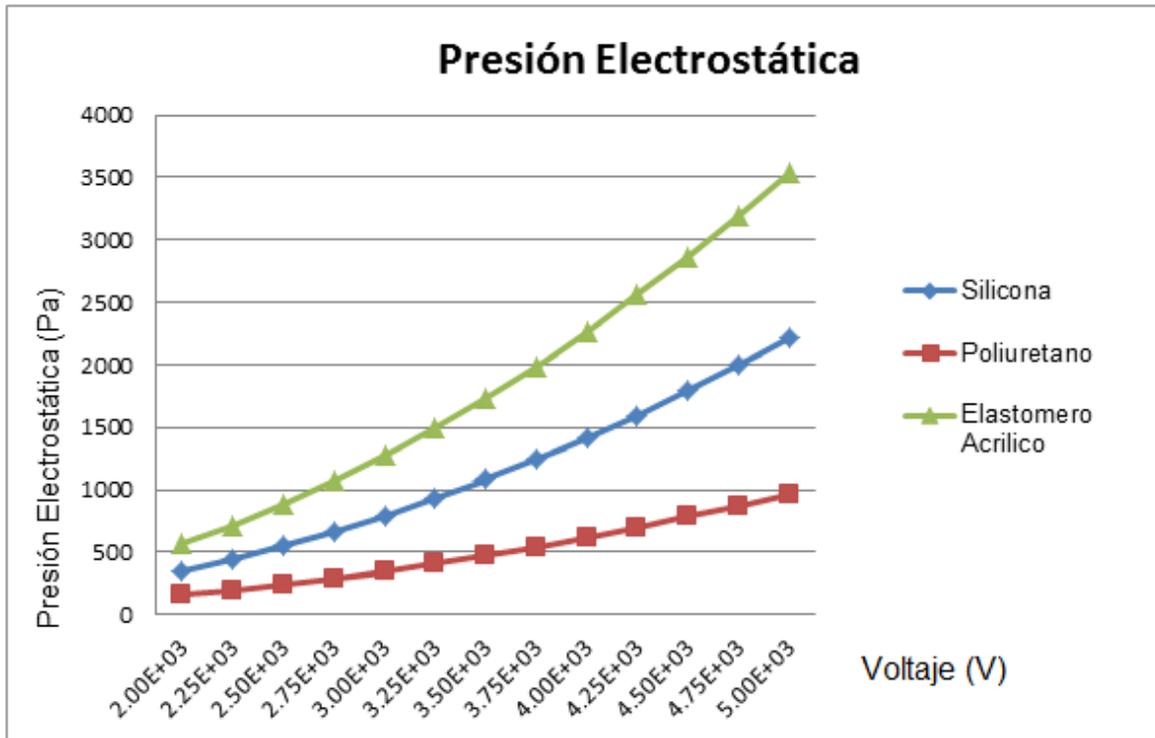


Fig. 8.1 Tabla comparativa de la Presión electrostática generada

La figura 8.1 muestra los resultados obtenidos mediante expuestos en el anexo 1 a una variación de voltaje de 2000 voltios a 5000 voltios con un incremento de 250 voltios a un espesor de 0.5 mm de película.

Una vez teniendo estos resultados y cotejándolos, se seleccionó el Acrilico elastómero y la silicona y se compararon con otras características físicas de dichos materiales como se muestra en la fig. 8.2. Una vez analizando las características de cada material se llegó a la elección de elastómero Acrilico 3M VHB 4905, teniendo la confianza que en las pruebas experimentales futuras no sufrirá de fallo alguno.

<b>Actuador</b>	<b>Deformación máxima (%).</b>	<b>Presión Máxima (MPa).</b>	<b>Deformación relativa del espesor (%).</b>	<b>Eficiencia máxima (%).</b>
<b>Silicona</b>	63	3.0	54	90
<b>Elastómero Acrílico</b>	380	8.2	68	60-80

Fig.8.2 Tabla comparativa de las Propiedades del Elastómero Acrílico y la Silicona.

## 8.2 Selección del electrodo.

Las consideraciones tomadas para poder seleccionar el electrodo, se busca tener un material, en el cual se cumpla con las características, tanto físicas como mecánicas. Por lo que se indago como primer instancia en materiales ferrosos de buena conductividad eléctrica como el oro, aluminio y cobre; estos materiales son de fácil acceso comercial pero en base que se busca realiza y la presión electrostática teórica a emplear, permitiera que se tuviera poca expectativa conforme a su manejo; por lo que se optó emplear lo que es el grafito en polvo que es de igual manera comercialización, su manejo como electrodo en otros ámbitos de estudio, por ser un polvo, puede darse una distribución uniforme en el elastómero, otro aspecto favorable es que su oxidación no se realiza sin que se convine con otras sustancias a diferencia de los metales anteriormente mencionados, lo que permite una mayor versatilidad en el medio ambiente.

## 8.3 Realización y modelado numérico del EAP.

En base de los conocimientos previamente planteados, se optó por realizar el prototipo de la película de elastómero acrílico (Fig. 8.3), el cual será empleado como elastómero dieléctrico, como del electrodo de grafito (Fig. 8.4) en el software SolidWord, como también de la disposición en las cuales serán dispuestos (Fig.8.5).

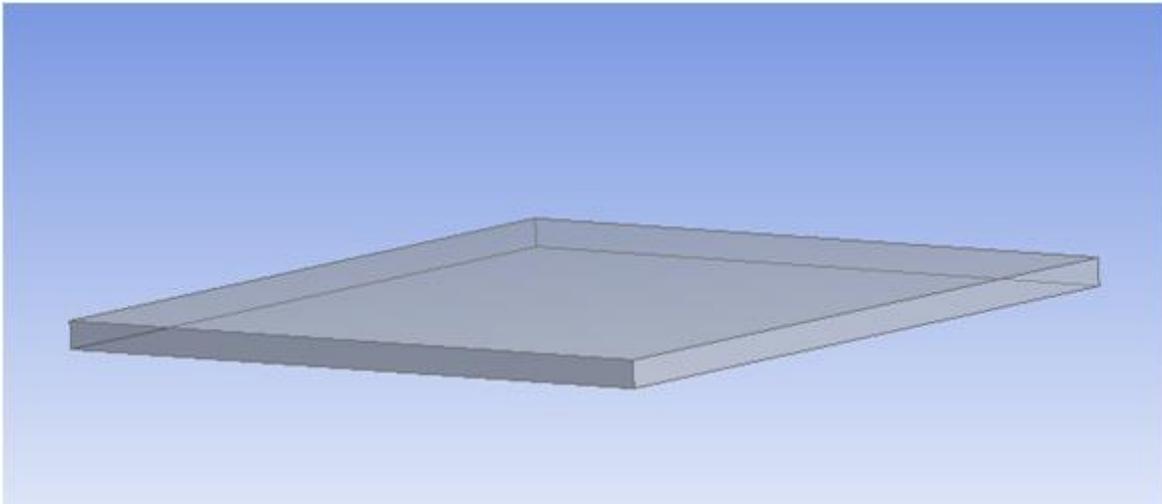


Fig. 8.3 Placa de Polímero dieléctrico de elastómero Acrílico.

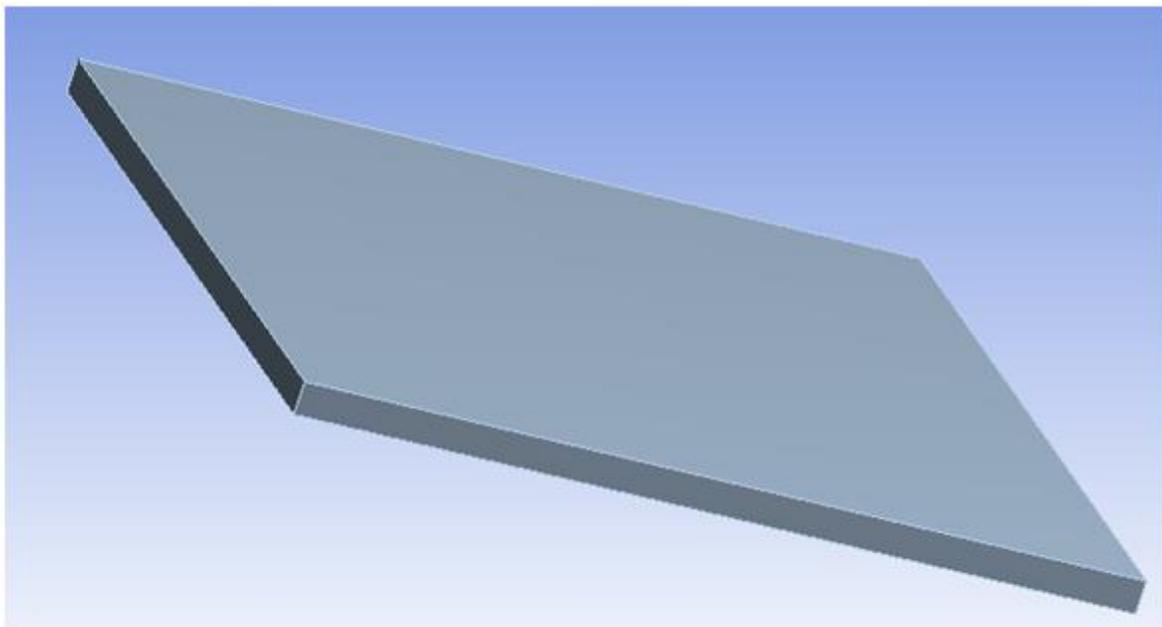


Fig. 8.4 Electrodo de grafito

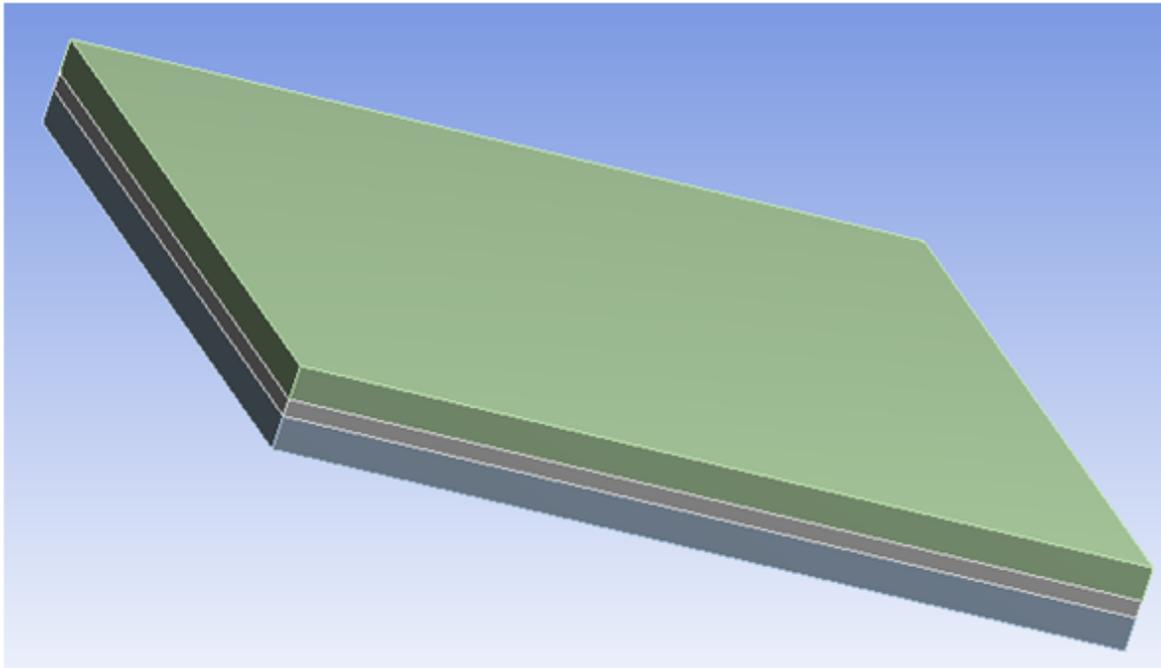


Fig. 8.5 Ensamble del elastómero dieléctrico entre los electrodos de grafito.

Una vez conseguido el ensamble se prosiguió a importar el ensamble al software Ansys para llevar acabo las modelaciones numéricas.

Las propiedades implementadas en el Ansys para el reconocimiento del elastómero Acrílico, así como del electrodo de grafito, en el cual se iba a llevar acabo el análisis se especifican en la opción “engineering data” empleado en el Workbench (Fig. 8.6)

## Propiedades del elastómero Acrílico

3M VHB 4905.

- $\epsilon_0 = 8.85 \text{ E-12}$
- $\epsilon_r = 4$
- Densidad =  $960 \text{ Kg/m}^3$
- Poisson ratio ( $\nu$ ) = 0.48
- Coeficiente radial de no linealidad = 0.61
- Bulk modulus( $E_v$ ) = 330 Kpa
- Capacitancia (nF) = 17.3
- Voltaje Máximo para no modificar sus propiedades = 3.6 Kv
- Modulo de Young = 2.2 – 2.4 GPa
- Resistencia Isotrópica =  $10^{15} \text{ Ohm}$ .

## Propiedades del Grafito.

- Densidad =  $3515 \text{ Kg/m}^3$
- Conductividad térmica =  $1.59 \text{ J/m s } ^\circ\text{C}$
- Conductividad eléctrica =  $0.7 \text{ (m ohm cm)}^{-1}$
- Resistividad eléctrica =  $(12 - 16 \text{ ohm mm}^2/\text{m})$
- Coeficiente de dilatación lineal =  $3 - 4 \text{ E-6 } ^\circ\text{C}$
- Susceptibilidad magnética =  $-1.6 \text{ E-5}$
- Permeabilidad relativa = 0.99

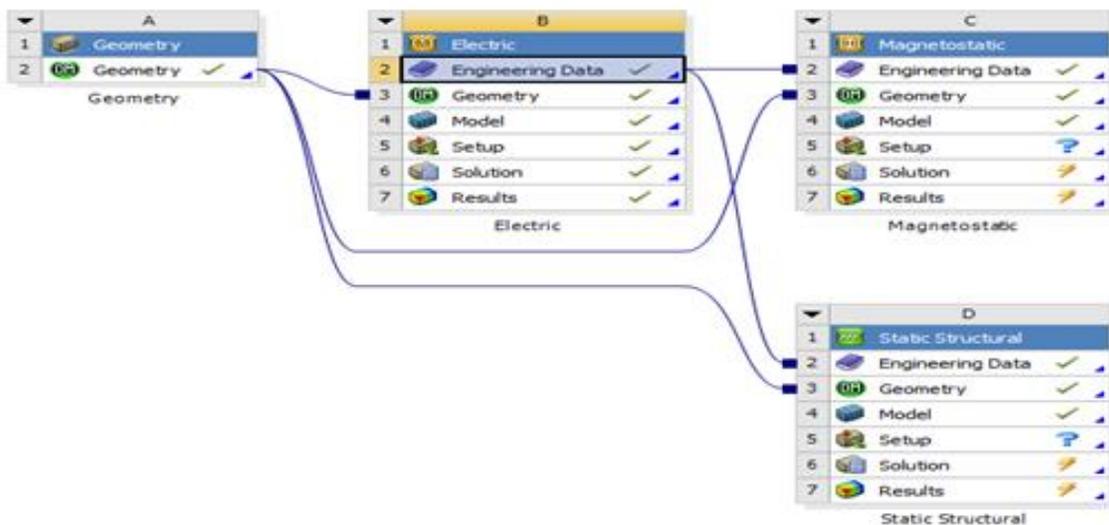


Fig.8.6 WORKBENCH del software Ansys 15.0

Las condiciones de fronteras empleadas, fueron una Presión electrostática distribuida previamente calculada como un empotramiento con un mallado fino (Fig. 8.7). Ambas condiciones fueron aplicadas directamente sobre el elastómero dieléctrico. Por ser un actuador dieléctrico de compresión se delimito que el que el estudio se realizaría, en solo una película de elastómero acrílico, pues como previamente fue mencionado, el elastómero acrílico es el material que sufre la deformación y los electrodos únicamente realizan el desplazamiento.

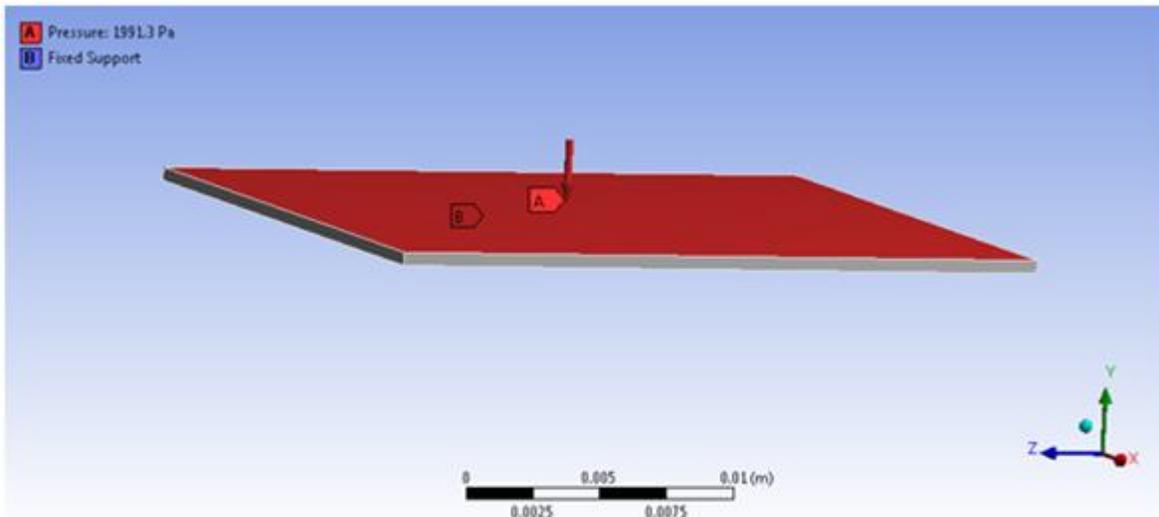


Fig. 8.7 Elastómero dieléctrico con la presión electrostática distribuida "A" y el soporte "B"

Se realizaron las simulaciones variando las presiones electrostáticas de 0 a 3700 voltios con incrementos de 250 voltios (Anexo 4-16); considerando en la simulación a 3600 voltios como el voltaje crítico<sup>4</sup> de utilización.

Los resultados obtenidos del software Ansys (Anexo 17) permitieron la obtención en relación de la fuerza respecto a la Voltaje (fig. 8.8); de la deformación respecto a la presión electrostática aplicada (Fig. 8.9), y la deformación respecto a la fuerza aplicada a la deformación que se obtiene a ciertos voltajes (Fig. 8.10), como también su porcentaje de deformación (Anexo 18).

---

<sup>4</sup> El elastómero Acrílico tiene como límite de reacción una aplicación voltaica de 3600 voltios para que el material no sufra una modificación en sus propiedades físicas.

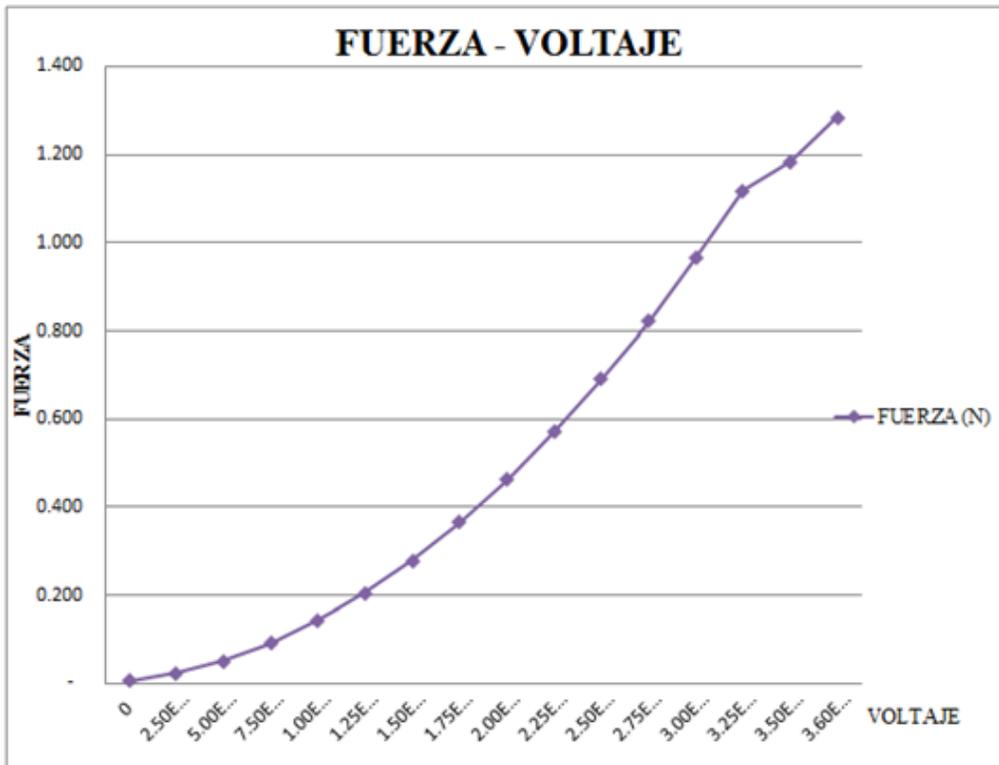


Fig. 8.8 Relación entre fuerza producida por voltaje

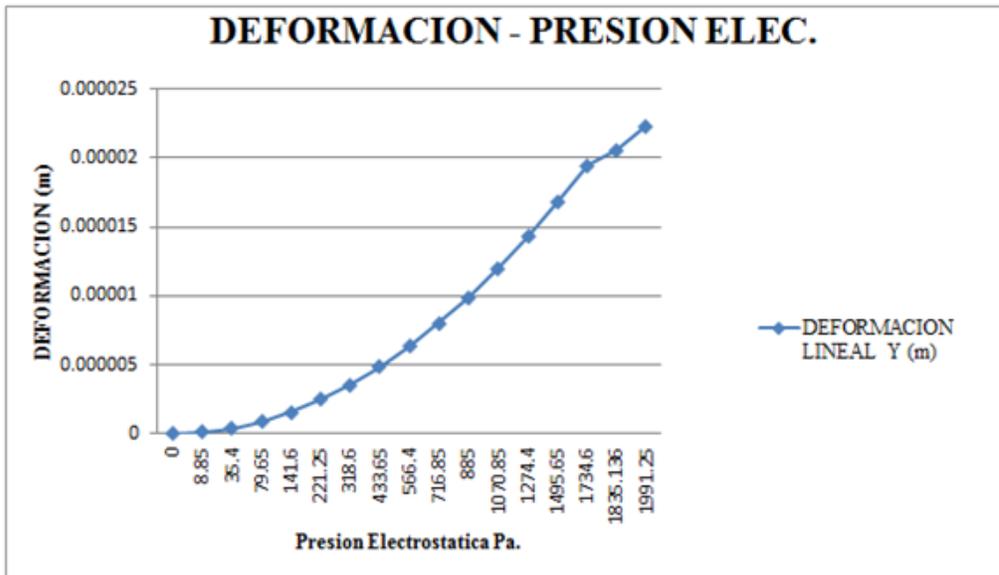


Fig. 8.9 Relación entre fuerza producida por la presión electrostática.

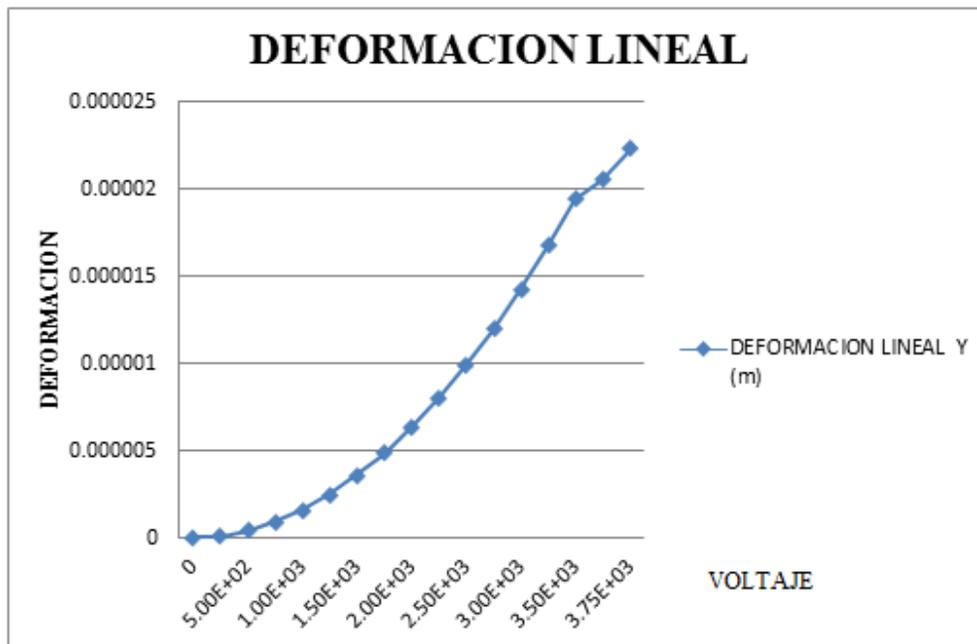


Fig. 8.10 Relación entre deformación producida por el voltaje.

## 9. Conclusiones.

Los EAP's son materiales no lineales con un gran campo de estudio y con un gran campo de aplicaciones. Con los datos obtenidos mediante el método de elementos finitos se tener un mejor criterio de selección de la fuente de poder, según sea la fuerza requerida o la magnitud de desplazamiento que se desee conseguir.

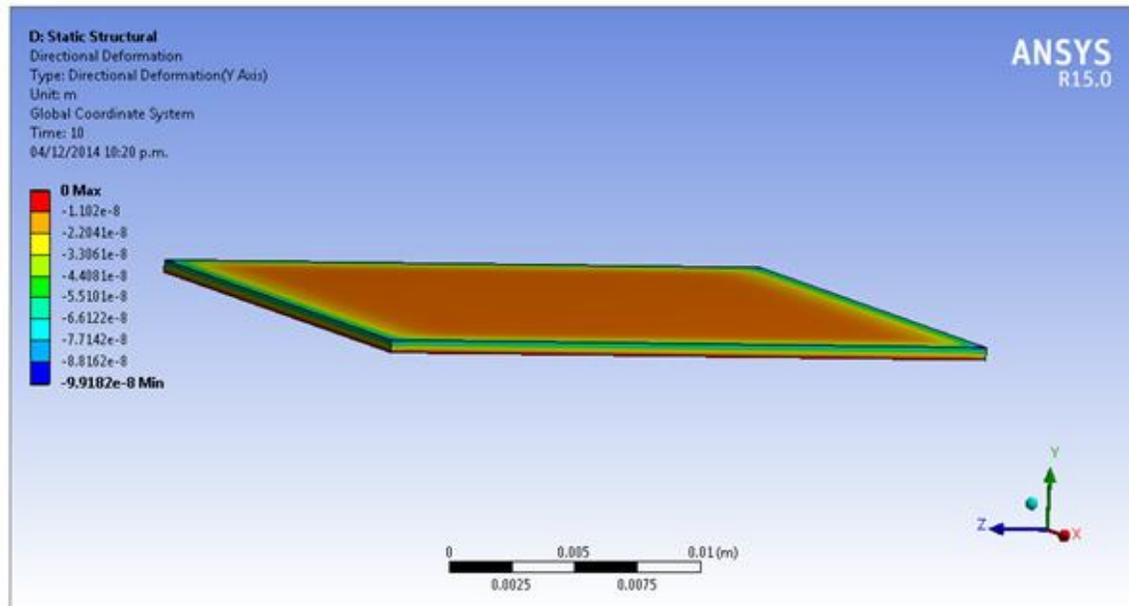
Este trabajo de investigación da como resultado que los polímeros electroactivos dieléctricos como actuadores elaborados mediante una película de elastómero acrílico, considerando su característica de soportar un voltaje máximo de 3600 voltios para conservar sus propiedades, se llega a la conclusión que este actuador tiene como deformación máxima por actuador de un 41.12 % teóricamente hablando, pues en la parte experimental, tomando en cuenta que los parámetros como fricción en las paredes, cálculo exacto en el espesor de los electrodos como del elastómero dieléctrico, así como, las alimentaciones del actuador pueden ocasionar un comportamiento no ideal en la curva de deformación con respecto a la presión electrostática en el prototipo aquí analizado.

## 10. Anexo.

### ANEXO 1

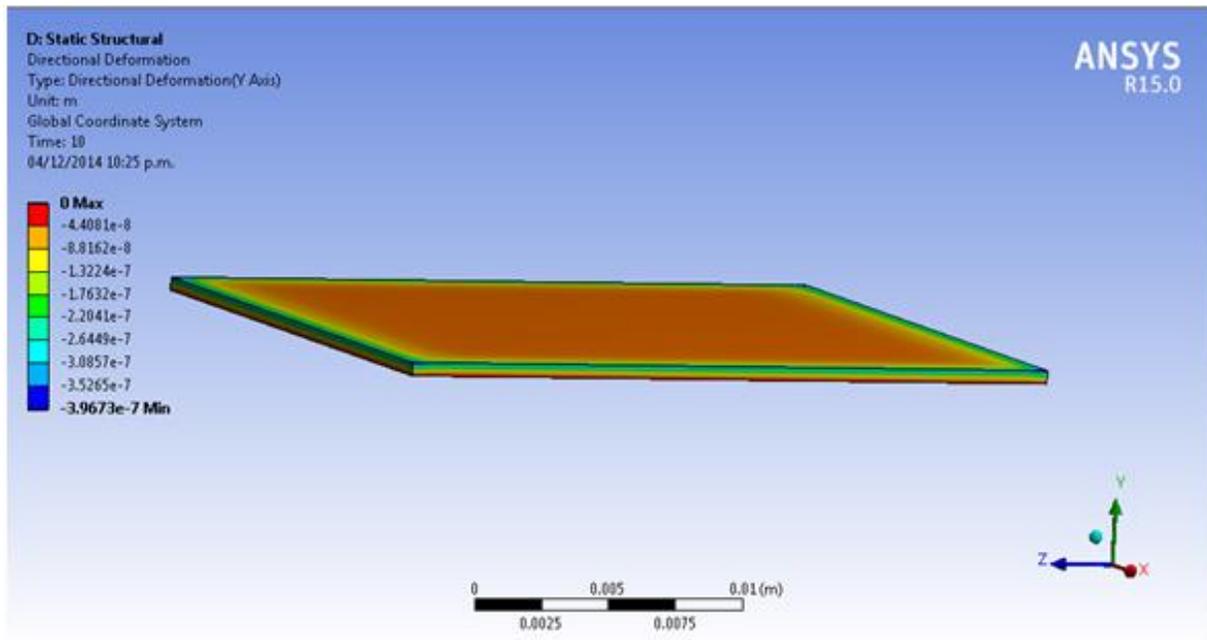
Tabla comparativa de PRESION ELECTROSTATICA (P_elec)			
Voltaje	Silicona	Poliuretano	Elastómero Acrilico
2000	354	154.4856	566.4
2250	448.03125	195.5208375	716.85
2500	553.125	241.38375	885
2750	669.28125	292.0743375	1070.85
3000	796.5	347.5926	1274.4
3250	934.78125	407.9385375	1495.65
3500	1084.125	473.11215	1734.6
3750	1244.53125	543.1134375	1991.25
4000	1416	617.9424	2265.6
4250	1598.53125	697.5990375	2557.65
4500	1792.125	782.08335	2867.4
4750	1996.78125	871.3953375	3194.85
5000	2212.5	965.535	3540

## ANEXO 2



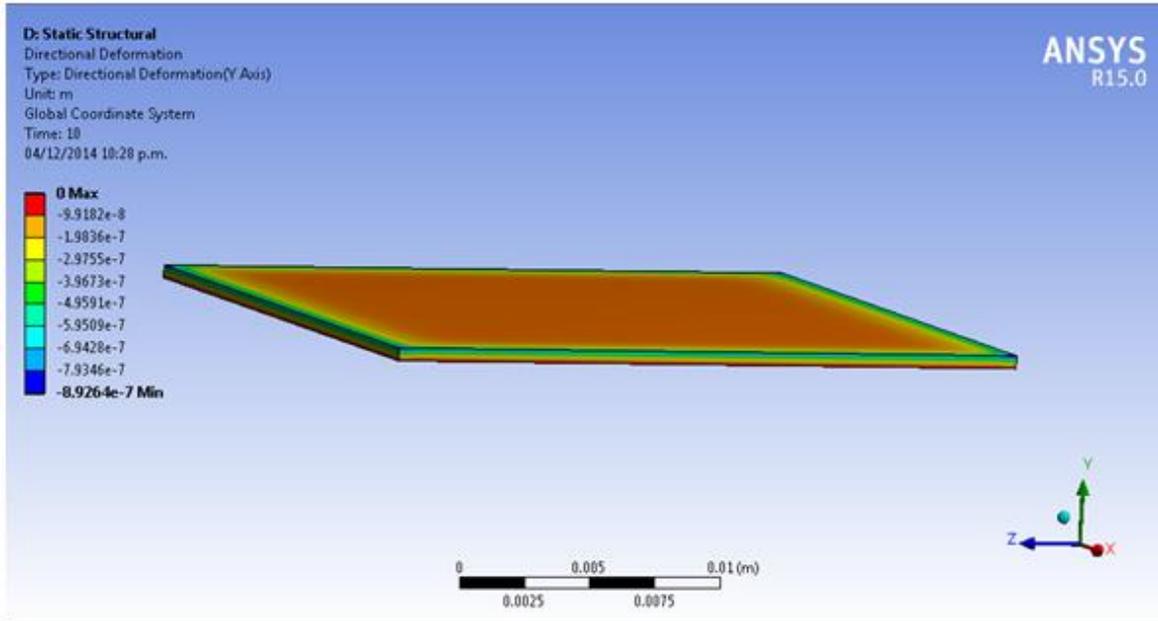
Resultado a 250 voltios.

## ANEXO 3



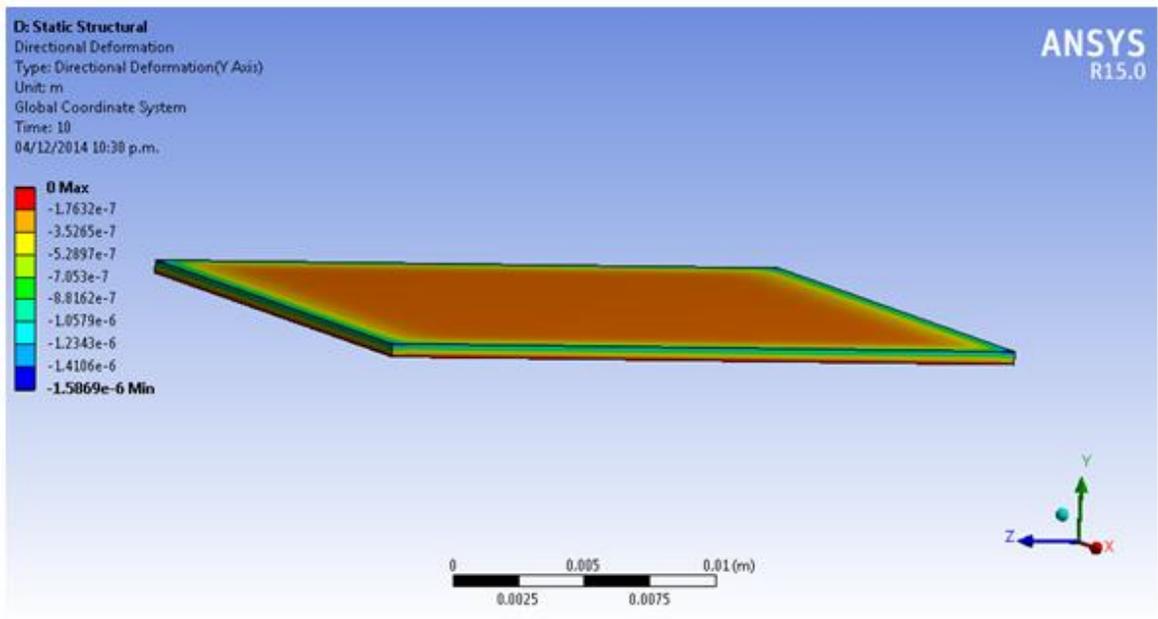
Resultado a 500 voltios.

## ANEXO 4



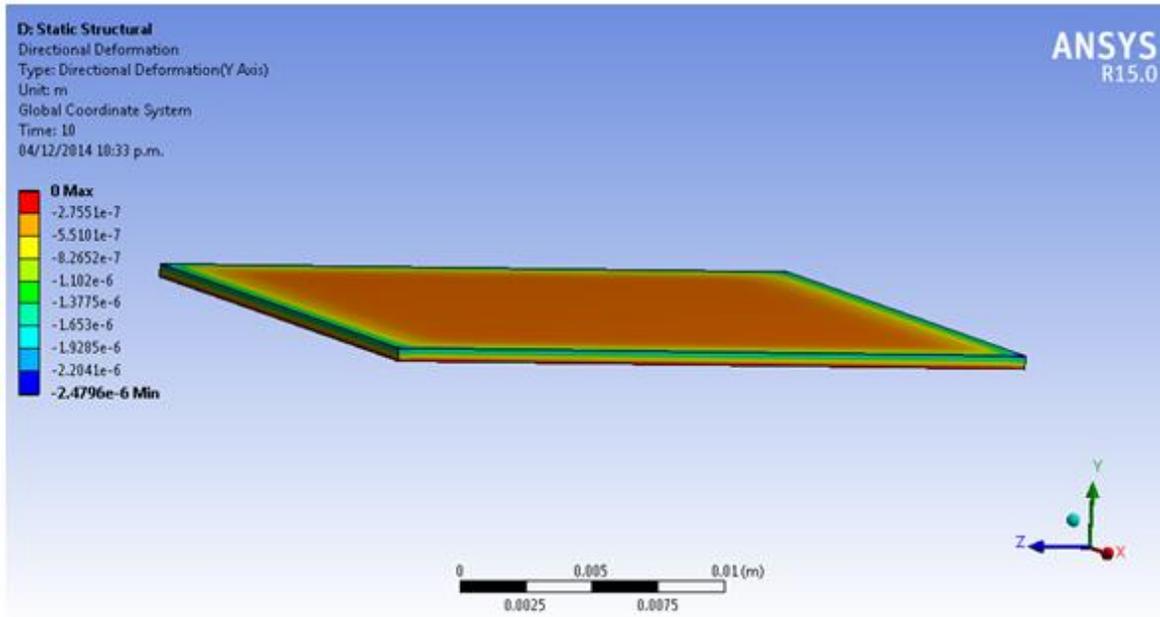
Resultado a 750 voltios.

## ANEXO 5.



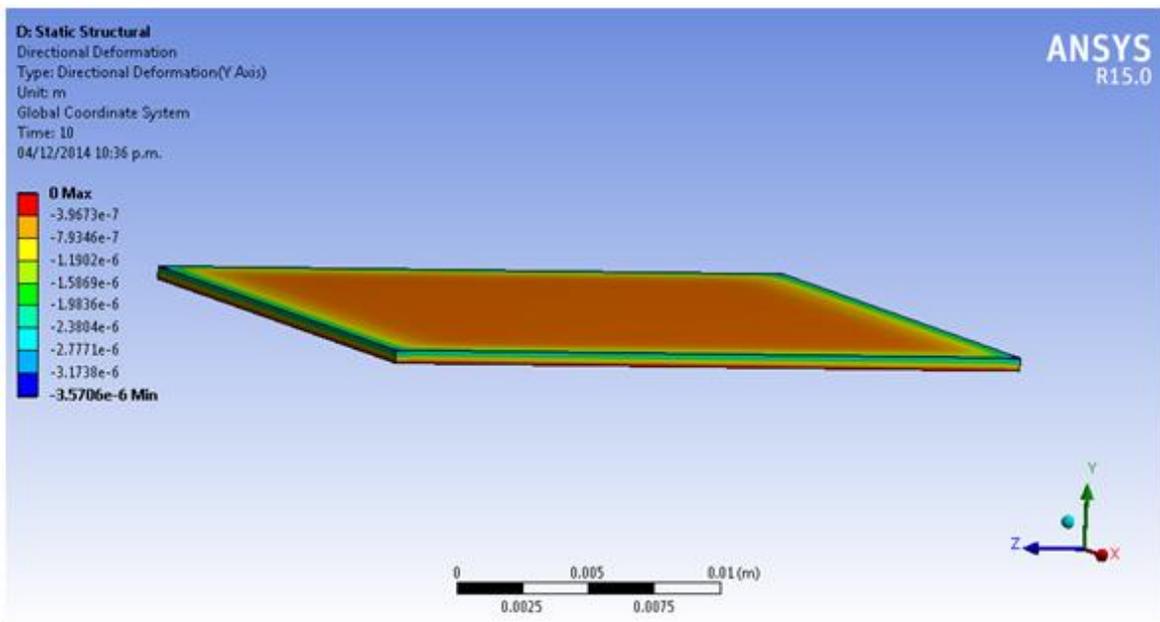
Resultado a 1000 voltios.

## ANEXO 6.



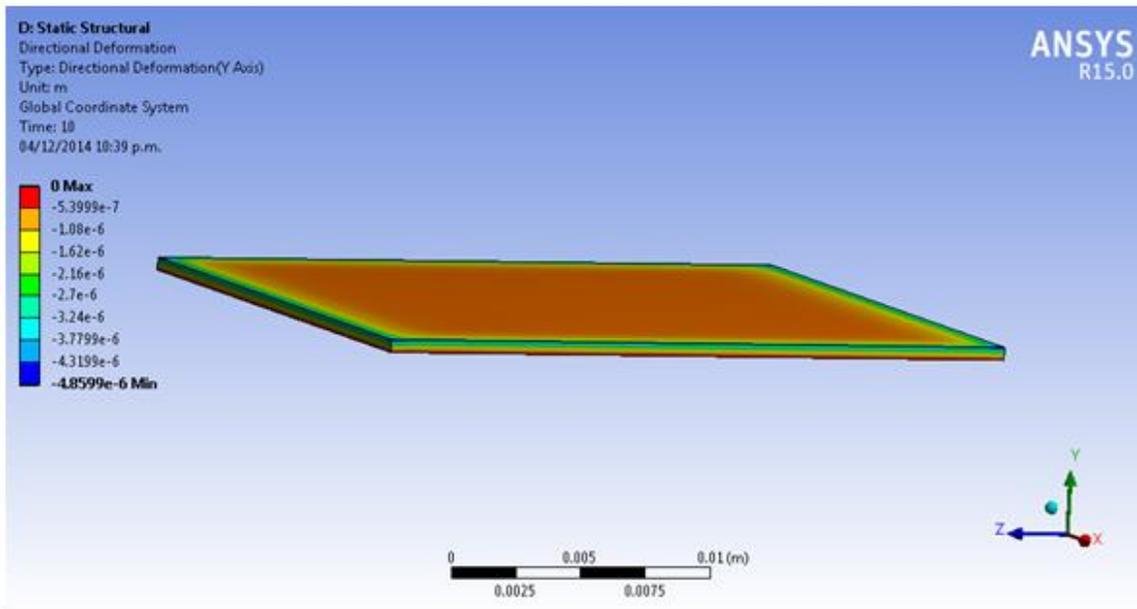
Resultado a 1250 voltios.

## ANEXO 7.



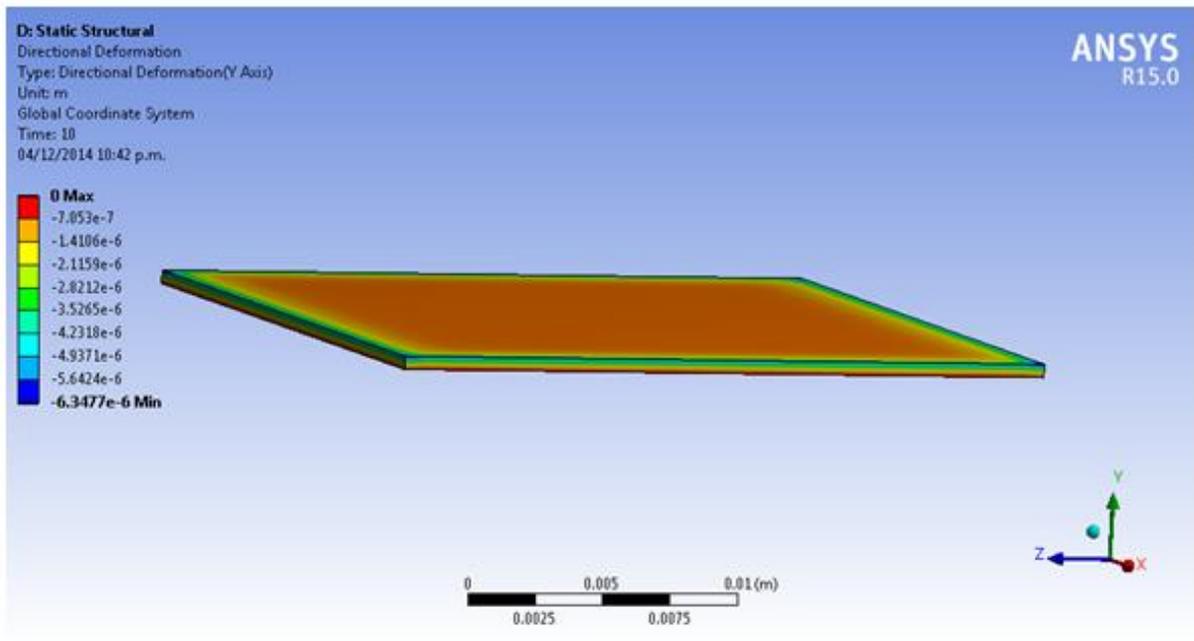
Resultado a 1500 voltios.

## ANEXO 8.



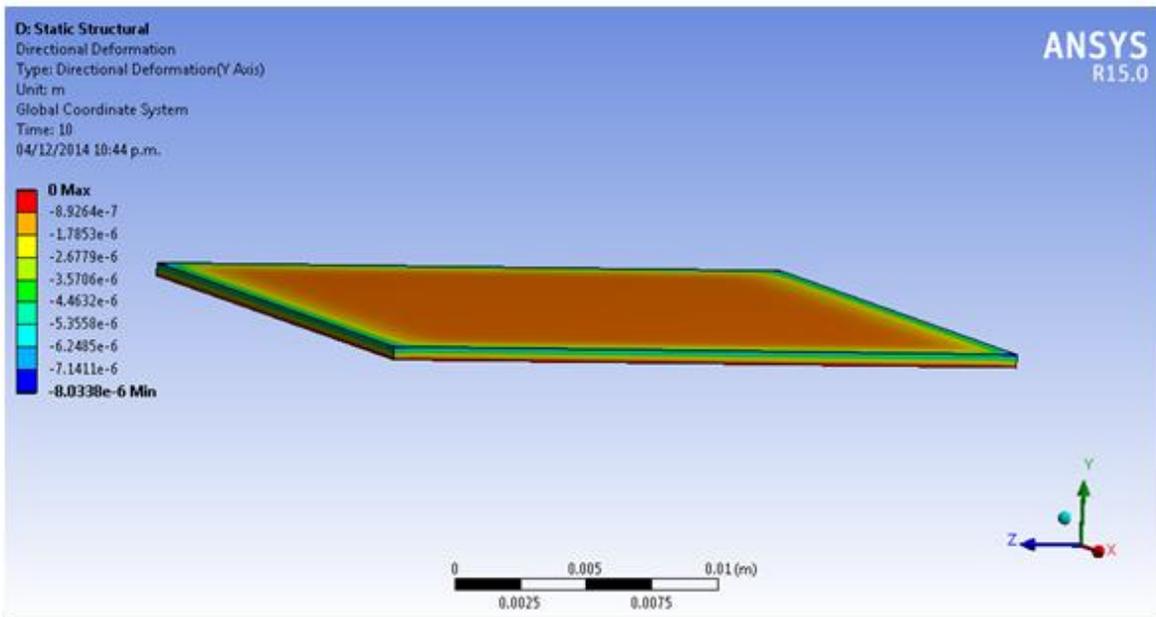
Resultado a 1750 voltios.

## ANEXO 9.



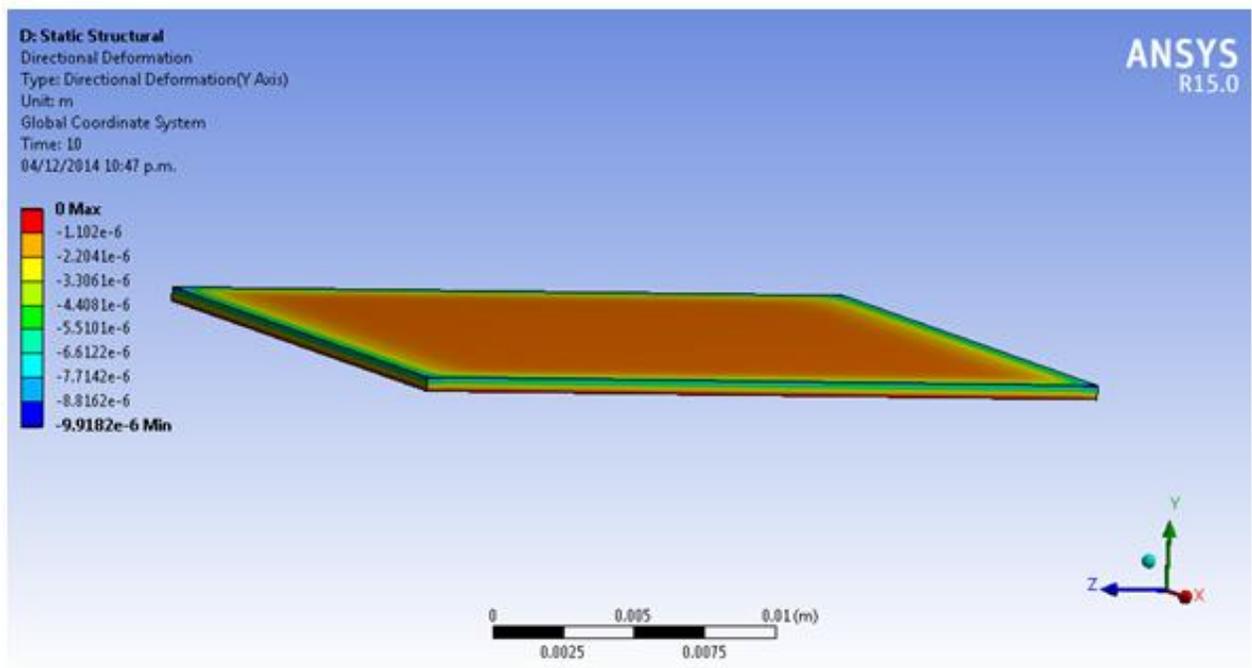
Resultado a 2000 voltios.

## ANEXO 10.



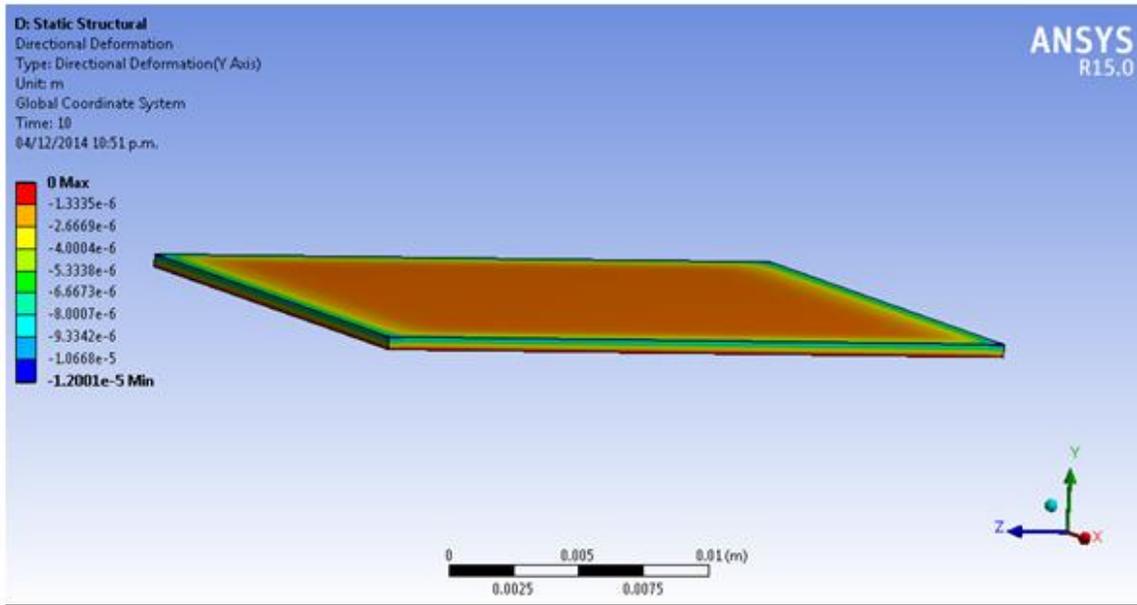
Resultado a 2250 voltios.

## ANEXO 11.



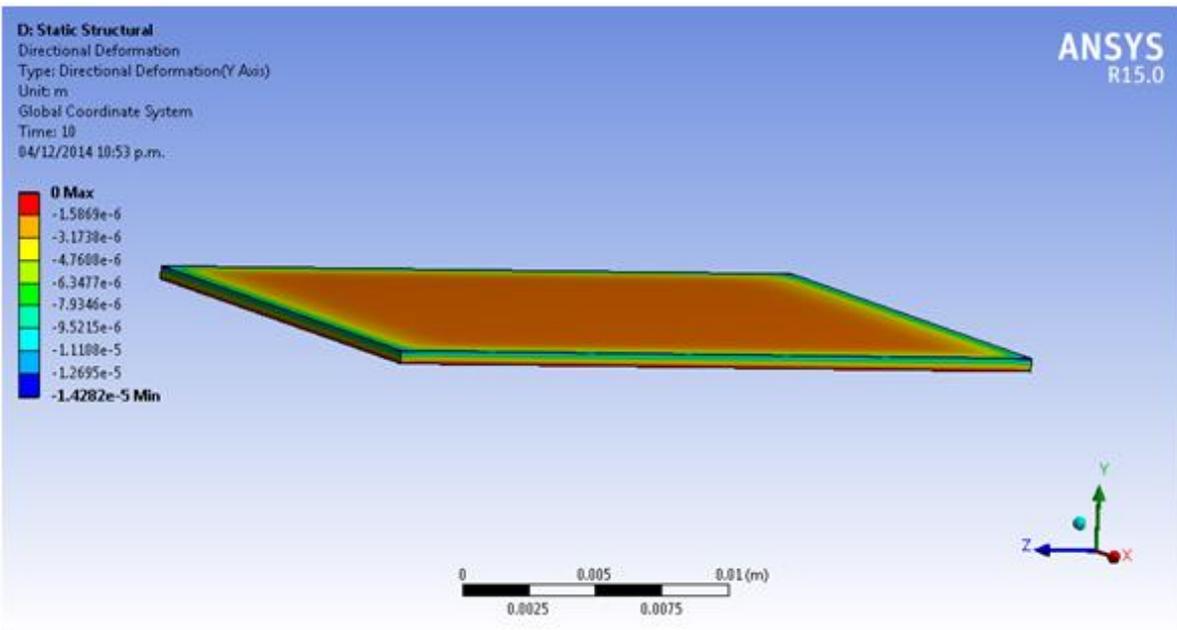
Resultado a 2500 voltios.

## ANEXO 12.



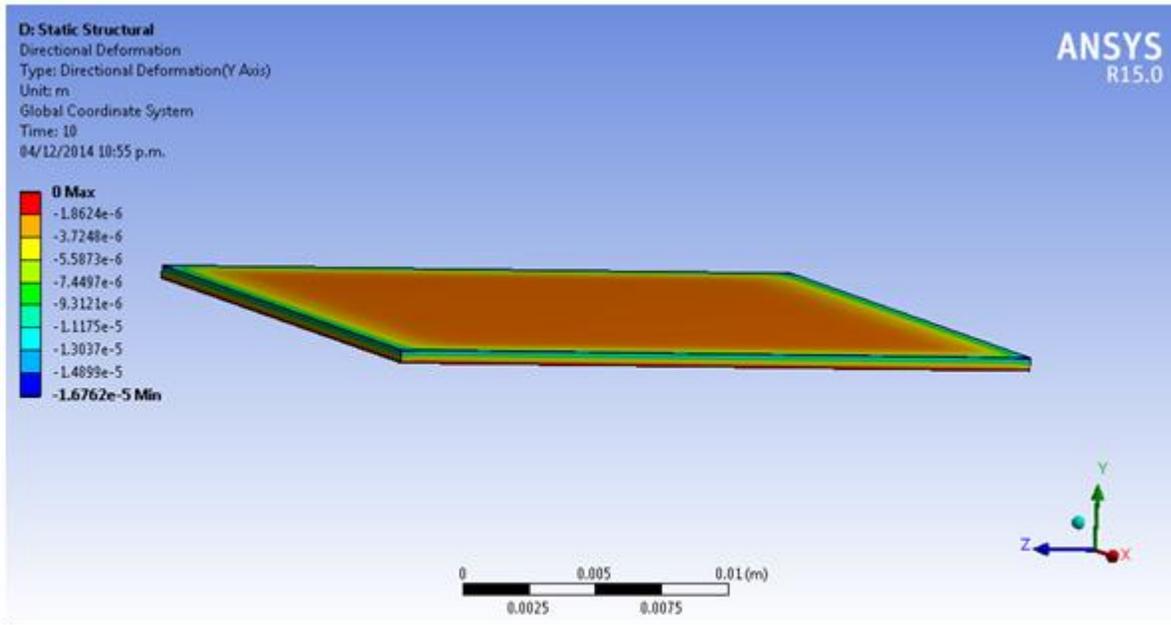
Resultado a 2750 voltios.

## ANEXO 13.



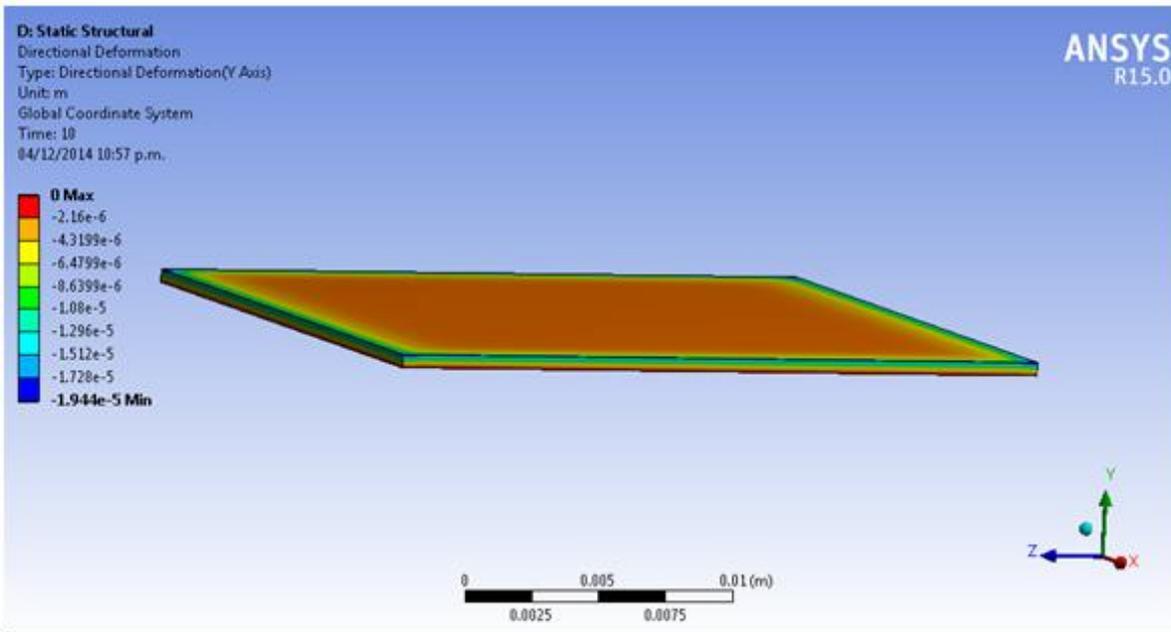
Resultado a 3000 voltios.

## ANEXO 14.



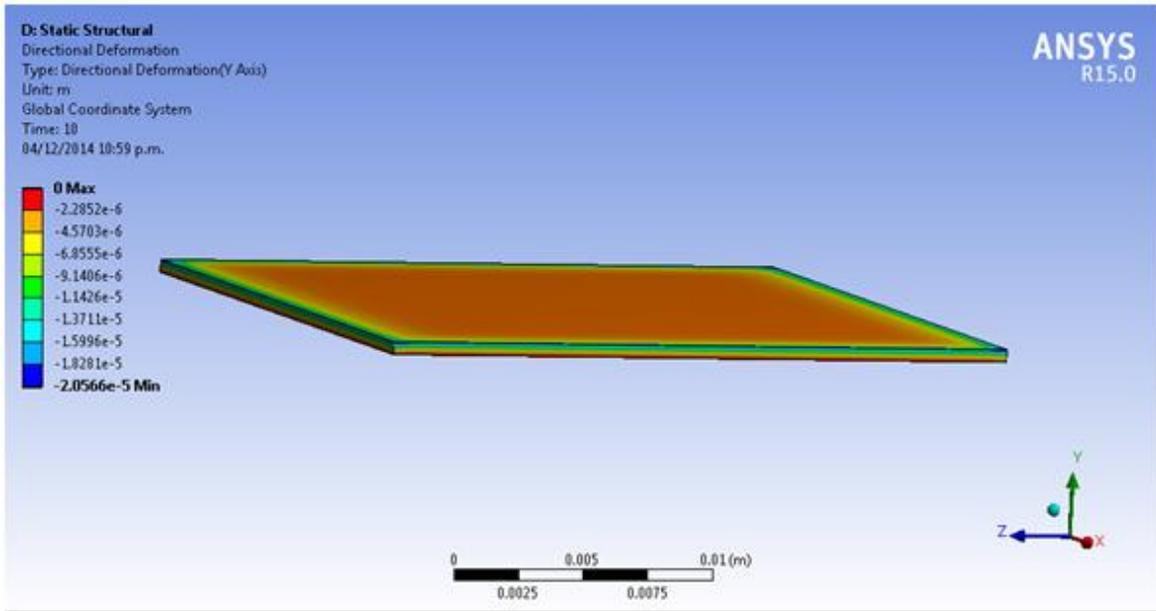
Resultado a 3250 voltios.

## ANEXO 15.



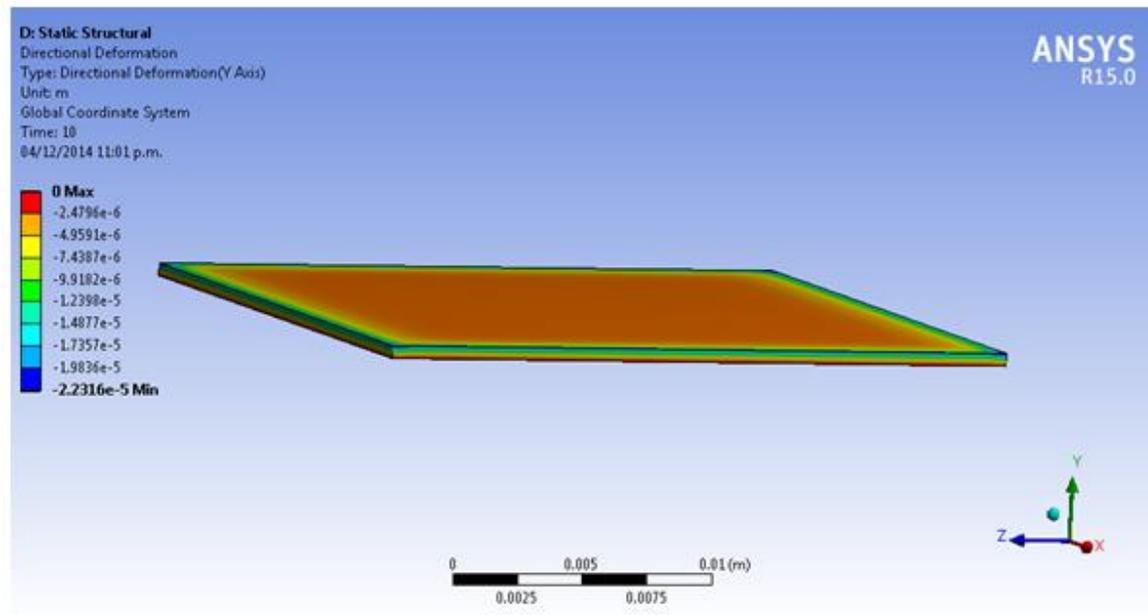
Resultado a 3500 voltios.

## ANEXO 16.



Resultado a 3600 voltios.

## ANEXO 17.



Resultado a 3750 voltios.

### ANEXO 18.

VOLTAJE	FUERZA (N)	PRESION	DEFORMACION (m)
0	0	0	0
2.50E+02	0.0057	8.85	1.60E-07
5.00E+02	0.0228	35.4	6.41E-07
7.50E+02	0.0514	79.65	1.44E-06
1.00E+03	0.0914	141.6	2.56E-06
1.25E+03	0.1427	221.25	4.00E-06
1.50E+03	0.2055	318.6	5.76E-06
1.75E+03	0.2798	433.65	7.85E-06
2.00E+03	0.3654	566.4	1.02E-05
2.25E+03	0.4625	716.85	1.30E-05
2.50E+03	0.5709	885	1.60E-05
2.75E+03	0.6909	1070.85	1.94E-05
3.00E+03	0.8222	1274.4	2.31E-05
3.25E+03	0.9649	1495.65	2.71E-05
3.50E+03	1.1190	1734.6	3.14E-05
3.60E+03	1.1840	1835.136	3.32E-05
3.75E+03	1.2847	1991.25	3.60E-05

### ANEXO 19.

VOLTAJE	DEFORMACION LINEAL Y (m)	Porcentaje de deformacion
0	0	0
2.50E+02	9.91E-08	0.1982
5.00E+02	3.97E-07	0.79346
7.50E+02	8.93E-07	1.78528
1.00E+03	1.59E-06	3.1738
1.25E+03	2.48E-06	4.9592
1.50E+03	3.57E-06	7.1412
1.75E+03	4.86E-06	9.7198
2.00E+03	6.35E-06	12.6954
2.25E+03	8.02E-06	16.044
2.50E+03	9.92E-06	19.8364
2.75E+03	1.20E-05	24
3.00E+03	1.43E-05	28.564
3.25E+03	1.68E-05	33.524
3.50E+03	1.94E-05	38.88
3.60E+03	2.06E-05	41.12
3.75E+03	2.23E-05	44.632

## BIBLIOGRAFIA.

1. Bases teóricas y fundamentos de la fisioterapia. Gallego, Tomas Gallego Izquierdo. Ed. Medica Panamericana, 2007.- 237 pág.
2. El libro de los músculos 5ª edición, medica panamericana.
3. Van Cochran G. A primer of Orthopaedic Biomechanics. Churchill Livingstone. New York 1988.
4. Iliana Bordero, Investigación y Posgrado, 12 de Octubre de 2006.
5. Ma. Teresa Angulo Carrere, Biomecánica Clínica. Fuerza, trabajo y potencia muscular, 2010.
6. Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración, Ministerio de Educación Y cultura, Consejo superior de deportes, 1999.
7. Xavier Agudo Jodar, Ignacio Grande Rodríguez, José Luis López Elvira, Consideraciones sobre conceptos y clasificaciones de la fuerza muscular desde el punto de vista mecánico, Ministro de Educación y Cultura, 1999.
8. J. Gonzales Ibeas. "Introducción a la Física y Biofísica", Edit. Alhambra.
9. Electroactive Polymeric sensor in hand prostheses: Bending response of an ionic polymer metal composite, Medical Engineering & Physics, 28 September 2005.
10. Gabriel Ybarra, Estudio de la conmutación y mediación redox de polímeros electroactivos, Tesis doctoral, 2005.
11. "8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica", "Dispositivos médicos basados en el empleo de polímeros electroactivos", Cusco, 23 al 25 de Octubre 2007.
12. Rahim Mutlu, Gursel Alici, Weihua Li, An effective methodology to solve inverse Kinematics of electroactive polymer actuators modelled as active and soft robotic structure, Mechanism and Machine Theory, 11 May 2013.
13. Yoseph Bar-Cohen, Electroactive Polymers as artificial muscles, reality, potential and challenges, 2005.
14. Artificial Muscles using Electroactive Polymers (EAP): Capabilities, Challenges and Potential; Yoseph Bar-Cohen, JPL.

15. Vlad Carlescu, Petru Marian Carlescu, Dumitru Olaru, Gheorghe Prisacaru, Modeling and Simulation of the electromechanical response in planar electroactive polymer actuators, 2011.
16. Jerónimo Agrisuelas, Valles, Síntesis y Caracterización de polímeros electroactivos en sistemas multicapas, Servei Publicacions, 2008.
17. [www.centrodeartigio.com](http://www.centrodeartigio.com)
18. Paul Sacerdote, M.P. Sacerdote “Deformations electriques des dielectriques solides isotropes, Imprenta de Deslis Freres, 1899.
19. Jefimenko, Oleg D., “Electrets” (DK Walker) Phys Teach, 1980.
20. Piezoelectricity in Polarized Poly (Vinilidene fluoride) film, Polymer Journal, Vol. 2, 1971.
21. Wissle M.T., Modeling dielectric elastomer actuators, PhD, 2007.
22. Dow Corning HS III, Dow Corning Corporation, Midlan, Michigan.
23. 3M VHB 4905, 3M Corporation, St Paul, MN.