



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA QUÍMICA, BIOTECNOLOGÍA Y
MATERIALES

**FABRICACIÓN DE COMPÓSITOS ELASTOMÉRICOS CONDUCTORES
PARA APLICACIONES EN ACTUADORES BLANDOS Y SENSORES**

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA,
MENCIÓN QUÍMICA

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL EN BIOTECNOLOGÍA

NICOLÁS ALEJANDRO ROSALES CUELLO

PROFESOR GUÍA:
HUMBERTO PALZA CORDERO

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
CLAUDIO FALCÓN BEAS
FRANCK QUERO
VÍCTOR FUENZALIDA ESCOBAR

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por:
Centro basal IMPACT, proyecto BIOME FB210024
Iniciativa Científica Milenio, proyecto NCN17_092

SANTIAGO DE CHILE
2023

FABRICACIÓN DE COMPÓSITOS ELASTOMÉRICOS CONDUCTORES PARA APLICACIONES EN ACTUADORES BLANDOS Y SENSORES

Los polímeros electroactivos (EAP's) son materiales inteligentes capaces de responder ante campos eléctricos de una forma determinada. En particular, dos EAP's que han ganado relevancia en los últimos años, son los actuadores de elastómero dieléctricos (DEA's) y sensores capacitivos elásticos (DES's). Dichos EAP's se benefician de tener una alta constante dieléctrica y bajo módulo de Young, mientras que sus electrodos deben ser elásticos, suficientemente conductores, a la vez que posean buena adherencia, elementos necesarios para el correcto funcionamiento de los EAP's. El objetivo de este trabajo es desarrollar compósitos elastoméricos para su uso como electrodos reutilizables en DEA's, aplicados a robótica blanda en forma de músculo artificial y, como elastómeros dieléctricos y electrodos en DES's, aplicados en sensores de movimiento humano. La base de los compósitos es silicona Ecoflex 00-30 (E30) y como inclusiones se emplea grasa conductora (GC) debido a su carácter líquido y, nanotubos de carbono de pared múltiple (MWCNT) dada su alta conductividad.

Los resultados muestran que la GC permite aumentar la conductividad, constante dieléctrica y adhesión de los compósitos, a la vez que se reduce su módulo de Young y esfuerzo de rotura, pero manteniendo su extensibilidad. Por otro lado, la adición de GC y MWCNT genera un drástico aumento de la conductividad, pero a costo de un curado incompleto del E30. Se determinaron las condiciones de pre-estiramiento óptimas de los DEA's según los modos equibiaxial, biaxial, uniaxial y biaxial híbrido. Al utilizar Ecoflex 00-30 y 13 % de grasa conductora (E30/GC 13 %) como electrodo, se obtuvieron las mismas actuaciones que con GC a un mismo voltaje. Además, el E30/GC 13 % presentó un comportamiento prometedor como electrodo reutilizable, al mantener tanto adhesión como actuación invariante frente a ciclos de adhesión y desprendimiento. Por último, el nuevo electrodo se integró en un DEA acoplado a un brazo artificial, emulando el rol del músculo del bíceps, lo que permitió un giro del brazo de hasta $19,6^\circ$ de forma reversible y controlada. Por otro lado, el compósito a base de Ecoflex 00-30, 9 % de grasa y 2,5 % de nanotubos de carbono (E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %) expuso una alta adhesividad, lo que permitió obtener un mejor desempeño como electrodo en DES's que la GC. Al utilizar E30 con contenidos de GC de 1 a 10 % como dieléctrico, se obtuvieron DES's de extensibilidad mayor al 500 %, con factores de gauge capacitivos entre 0,41 y 0,54, además de tener buena reversibilidad y reproducibilidad. Se fabricó un sensor de flexión dactilar utilizando E30/GC 10 % como dieléctrico, el que fue capaz de sensar satisfactoriamente la flexión y extensión total del dedo índice con un error de no más de 1 pF. Por último, se fabricaron dos sensores piezorresistivos a base de E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, con factores de gauge de 10 - 373 y 2,5 respectivamente, destacando el primero por su alta sensibilidad y el segundo por su bajo voltaje de operación. Por lo tanto, debido a los prometedores resultados obtenidos, los compósitos de E30 con GC como relleno son considerados con alto potencial de investigación al ser un tópico poco reportado, además de ser idóneos para circuitos flexibles en EAP's, en particular en robótica blanda y sensores de movimiento.

*A mi mamá, mi polola y mi perrita,
que siempre estuvieron ahí.*

Agradecimientos

Es raro pensar que aquí se acaba, pero si llegué tan lejos, fue gracias a mi mamá, mi polola y mi perrita, que estuvieron ahí cuando más les necesité, que tuvieron una paciencia gigante conmigo y, que sin su compañía esto hubiese sido imposible. También agradezco a mis hermanas y hermano, que siempre han tenido más confianza en mis capacidades que yo mismo. Y agradezco a mi papá, que a pesar de los malos ratos, no sería quien soy si no fuese por él.

De igual forma, agradezco a todos los integrantes del Laboratorio de Ingeniería de Polímeros, pero en particular a mi profesor guía, Humberto Palza, que me recibió sin cuestionamiento y me permitió desarrollar este tema de investigación, a Felipe Olate, por su ayuda y sabiduría durante todo este proceso, a Jorge Maureira, por recibirme e incluirme al grupo cuando recién llegué, a Cristóbal Cárcamo, con quien descubrí que tengo más cosas en común de las que pensaba y, Juan Benavides, porque sin él, el laboratorio se caería a pedazos.

Un especial agradecimiento a Rodrigo Morales y Mario González, que a la distancia me ayudaron a sobrellevar los momentos más difíciles sin morir en el intento.

Finalmente, el desarrollo de esta investigación se llevó a cabo gracias al financiamiento de distintas instituciones, a quienes agradezco por darme una oportunidad. En particular, agradezco al Centro de Medicina Intervencional de Precisión y Terapia Celular Avanzada, IMPACT, Proyecto BIOME FB210024 y a la Iniciativa Científica Milenio, “Núcleo Milenio Metamateriales Mecánicos Suaves e Inteligentes”, proyecto NCN17_092.

Tabla de Contenido

1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Marco teórico	2
2. Estado del arte	5
2.1. Elastómero dieléctrico	5
2.1.1. Propiedades dieléctricas	5
2.1.1.1. Constante dieléctrica	5
2.1.1.2. Rigidez dieléctrica	8
2.1.2. Propiedades mecánicas	10
2.1.2.1. Módulo de Young	10
2.1.2.2. Esfuerzo de rotura y extensibilidad máxima	13
2.2. Electrodo	15
2.2.1. Partículas a base de carbono	15
2.2.2. Líquidos conductores	16
2.2.3. Compósitos conductores	16
2.3. Actuadores de elastómeros dieléctricos	18
2.3.1. Fallos en la actuación y pre-estiramiento	18
2.3.1.1. Colapso dieléctrico e inestabilidad electromecánica	18
2.3.1.2. Pre-estiramiento	20
2.3.1.3. Pérdida de tensión	23
2.3.2. Actuación y configuraciones	23
2.3.2.1. Actuadores planos	23
2.3.2.2. Actuadores contráctiles multicapa	25
2.3.2.3. Actuadores plegables	26
2.3.3. Aplicaciones	28
2.3.3.1. Humanoides	28
2.3.3.2. Locomoción	30
2.4. Sensores de elastómeros dieléctricos	32
2.4.1. Configuraciones	32
2.4.1.1. Placas paralelas	33
2.4.1.2. Electrodo interdigitados	35
2.4.2. Aplicaciones	36
2.4.2.1. Seguimiento de movimiento	36
2.4.2.2. Sensor de proximidad	38
2.4.2.3. Captación de partículas	38

3. Hipótesis y objetivos	40
3.1. Hipótesis	40
3.2. Objetivo general	40
3.2.1. Objetivos específicos	40
4. Metodología	41
4.1. Fabricación de los compósitos	41
4.1.1. E30/GC	41
4.1.2. E30/GC/MWCNT	41
4.2. Caracterización de los compósitos	42
4.2.1. Constante dieléctrica	42
4.2.2. Conductividad	42
4.2.3. Rigidez dieléctrica	42
4.2.4. Tamaño de las inclusiones	43
4.2.5. Módulo de Young, esfuerzo de rotura y extensibilidad máxima	43
4.2.6. Adhesión	43
4.2.7. Viscoelasticidad	44
4.3. Montaje de los DEA's	44
4.3.1. Conexión eléctrica	46
4.4. Caracterización de los DEA's	47
4.4.1. Condiciones óptimas de operación	48
4.4.2. Comparación de los electrodos	48
4.5. Montaje de los DES's	49
4.6. Caracterización de los DES's	49
5. Resultados y discusión	51
5.1. Caracterización de los compósitos	51
5.1.1. Propiedades dieléctricas	51
5.1.2. Propiedades mecánicas	55
5.2. Desarrollo de un nuevo electrodo en base a Ecoflex y optimización de los DEA's	59
5.2.1. Equibiaxial	59
5.2.2. Biaxial	63
5.2.3. Uniaxial	66
5.2.4. Ventajas de cada pre-estiramiento	70
5.2.5. Reutilización del nuevo electrodo	71
5.3. Aplicación de los DEA's	72
5.4. Aplicaciones en DES's	81
5.5. Sensores piezorresistivos	87
6. Conclusiones	91
Bibliografía	93
7. Anexos	104
Anexo A. Diseño piezas	105
Anexo B. Ensayos de tracción	111

Índice de Tablas

2.1.	Resumen de índices de actuación de DEA's planos: actuación lineal y en área. Además se presenta el material del dieléctrico y factor de pre-estiramiento, λ	24
2.2.	Resumen de índices de actuación de DEA's contráctiles multicapa: contracción lineal, masa levantada, m , fuerza de tracción, F , y densidad de energía, u_e . Además se presenta el material del dieléctrico, número de capas y factor de pre-estiramiento, λ	25
2.3.	Resumen de índices de actuación de DEA's plegables: fuerza efectiva, F_b , desplazamiento de la punta del actuador, u_p y la variación del ángulo que se forma entre el origen y la punta del actuador $\Delta\angle$. Además se presenta el material del dieléctrico y factor de pre-estiramiento, λ	27
2.4.	Resumen de los índices característicos de DES's extensibles: rango de deformación o extensibilidad y , sensibilidad, calculada como el factor de gauge capacitivo, c-GF. Además se presentan los materiales del dieléctrico y electrodos.	33
2.5.	Resumen de los índices característicos de DES's de presión: presión máxima, sensibilidad, S . Además se presentan los materiales del dieléctrico, el tipo de microestructura de su superficie y electrodos.	35
2.6.	Resumen de los índices característicos de DES's con electrodos interdigitados, se presenta el material del dieléctrico y electrodos, además del número de líneas totales de ambos electrodos, su ancho y separación entre las mismas.	36
5.1.	Propiedades mecánicas de los compósitos de E30/GC, donde se presenta el módulo de Young, Y , esfuerzo de rotura, σ_{max} , y extensibilidad máxima, ε_{max}	56
5.2.	Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento equibiaxial empleando electrodos de GC, E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %. Se presenta el promedio de las actuaciones lineal y en área máximas, Ψ_r^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_r = 2,0$ y $z = 0,85$ mm.	62
5.3.	Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento biaxial empleando electrodos de GC y E30/GC 13 %. Se presenta el promedio de las actuaciones horizontal, vertical y en área máximas, Ψ_x^{max} , Ψ_y^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_x = 1,4$, $\lambda_y = 2,4$ y $z = 0,85$ mm.	66
5.4.	Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento uniaxial empleando electrodos de GC y E30/GC 13 %. Se presenta el promedio de las actuaciones horizontal, vertical y en área máximas, Ψ_x^{max} , Ψ_y^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. Además, no se consideraron los datos durante la pérdida de tensión para realizar los cálculos. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_y = 3,0$ y $z = 1,1$ mm.	69

5.5.	Comparación del rendimiento de los sensores capacitivos. Se presenta la sensibilidad de los DES's, calculada como el c-GF, además de los ajustes lineales realizados sobre los ciclos de tracción y contracción.	83
5.6.	Comparación entre el DES con E30/GC 10 % como dieléctrico, con sensores análogos en la literatura. Se presenta el material del dieléctrico, sus electrodos, la extensibilidad máxima que soporta el DES sin sufrir daños y la sensibilidad, calculada como el c-GF.	85
5.7.	Comparación del rendimiento de los sensores piezorresistivos. Se presenta la sensibilidad de los sensores, calculada como el GF, además de los ajustes lineales realizados sobre los ciclos de tracción y contracción.	89
5.8.	Comparación entre los sensores piezorresistivos de E30/GC 13 % y E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 % con sensores análogos en la literatura. Se presenta el material del compósito conductor, la extensibilidad máxima que soporta el sensor sin sufrir daños y la sensibilidad, calculada como el GF.	90

Índice de Ilustraciones

1.1.	Componentes de los EAP's y principio de funcionamiento de los DEA's. a) Configuración básica de un EAP, en donde A corresponde al área superficial del elastómero y z al grosor. b) Al aplicar voltaje, Φ , el EAP se comporta como un DEA, donde los electrodos comprimen y deforman el elastómero producto de la tensión de Maxwell, σ , reduciendo su grosor y aumentando su área superficial.	2
1.2.	Principio de funcionamiento de los DES's. a) Configuración básica de un DES, en donde L_0 , W_0 y z_0 son la dimensiones del dieléctrico y, C_0 la capacitancia del sensor en estado de reposo. b) Al aplicar una fuerza mecánica que deforme el DES, varían sus dimensiones en λ_1 , λ_2 y λ_3 , lo que cambia la capacitancia a C_f	4
2.1.	Efecto de partículas de alta constante dieléctrica, ϵ_r , y conductoras. a) Comportamiento de ϵ_r en el compósito de goma de silicona y titanato de bario [15]. b) Curva de percolación en compósitos con inclusiones conductoras, donde a un volumen crítico, V_c , ocurre la percolación. Justo antes de que ocurra la transición a conductor, ϵ_r aumenta drásticamente. Ambas curvas se encuentran en escala logarítmica [28].	6
2.2.	Ajustes de modelos EMT para ϵ_r en compósitos elastoméricos con inclusiones de EGaIn. a) Elastómero: Ecoflex 00-30. Ajustes de Nan et al. y MG [12]. b) Elastómero: Ecoflex 00-30. Ajuste de Nan et al. [18]. c) Elastómero: Sylgard 184. Ajuste de Nan et al. [36].	7
2.3.	Efecto del plastificante sobre ϵ_r en compósitos elastoméricos con inclusiones sólidas. a) Goma de silicona con titanato de bario y aceite de silicona como plastificante [15]. b) Polidimetilsiloxano con óxido de titanio y aceite de dimetil silicona como plastificante. Se presenta además en verde la fracción de óxido de titanio [37].	8
2.4.	Efecto del tamaño y volumen de inclusiones líquidas sobre la resistencia dieléctrica, E_b , de compósitos. a) E_b del compósito de Sylgard 184/EGaIn a distintos tamaños y volúmenes de inclusión. E_b se presenta en escala logarítmica. b-c) Representación de la formación de rutas conductoras en compósitos con inclusiones en escala micro y nanométrica respectivamente [36].	9
2.5.	Efecto de inclusiones sólidas en el módulo de Young, Y , de MC's. a) Y del compósito de goma de silicona y titanato de bario [15]. b) Efecto teórico del tamaño y volumen de inclusiones. Se observa que entre 9-3000 nm el aumento de Y sigue una tendencia lineal y, al alcanzar el umbral a los 3 nm, el comportamiento cambia a uno exponencial [30].	10
2.6.	Ajustes según los modelos de Eshelby y Style et al. en compósitos elastoméricos con inclusiones líquidas. a) Compósito de Ecoflex 00-30/EGaIn. Se presenta el efecto esperado del volumen y naturaleza de inclusiones [12]. b) Compósito de Sylgard 184/EGaIn [36].	11

2.7.	Efecto del plastificante sobre el módulo de Young en compósitos elastoméricos con inclusiones sólidas. a) Compósito de goma de silicona y titanato de bario ante concentraciones de hasta 50 phr de aceite de silicona [15]. b) Compósito de polidimetilsiloxano y óxido de titanio ante concentraciones de hasta 100 phr de aceite de dimetil silicona [37].	12
2.8.	Curvas de esfuerzo/deformación de elastómeros con inclusiones sólidas rígidas. a) Efecto de inclusiones de óxido de titanio de 25 nm en un elastómero de poliéster. b) Efecto de inclusiones de titanato de bario de 100 nm en goma de silicona. Se observa una ligera disminución de la máxima deformación y a la vez un aumento en el esfuerzo de rotura [15]	13
2.9.	Efecto del tamaño y volumen de inclusiones líquidas en compósitos de Sylgard 184/EGaIn. a) Curvas esfuerzo/deformación. Para un 20 % de inclusiones (independiente de su tamaño) hay una reducción clara del esfuerzo de rotura [36]. b) Máxima deformación a distintos tamaños y volúmenes de EGaIn, donde, a tamaños menores se genera un aumento de dicho valor, mientras que a un tamaño de 10 μm , se observa una disminución [36].	14
2.10.	En azul se muestra la curva voltaje/deformación, $\Phi(\lambda)$, de un DEA estándar. En rojo se indica la zona en que ocurre la inestabilidad electromecánica. H = altura del cubo. λ = factor de deformación [95].	19
2.11.	Tipos de comportamiento de un DEA según sus curvas de voltaje/deformación, $\Phi(\lambda)$, y voltaje crítico/deformación $\Phi_B(\lambda)$. a) Tipo I, donde el DEA presenta bajas actuaciones. b) Tipo II, el DEA es capaz de alcanzar una deformación máxima de λ_c . c) Tipo III, donde se muestra un DEA ideal que tiene una curva $\Phi(\lambda)$ monótonamente creciente, por lo que es capaz de lograr grandes deformaciones. Editado de [90].	19
2.12.	Tipos de pre-estiramiento empleados en DEA's, donde se considera que el dieléctrico se comporta como un material incompresible. a) Cubo de largo L_1 , ancho L_2 y grosor L_3 . b) Pre-estiramiento equibiaxial de factor λ_{pre} , se aplican tensiones de igual magnitud en todos los ejes. c) Pre-estiramiento biaxial, de factores $\lambda_{pre,1}$ y $\lambda_{pre,2}$, distintos entre sí. d) Pre-estiramiento uniaxial de factor λ_{pre} , se emplea una tensión en un solo eje, lo que resulta en la contracción del grosor y ancho. Editado de [99].	20
2.13.	Configuración de un DEA sometido a un pre-estiramiento equibiaxial o radial. a) Estado de reposo del DEA. b) Mediante un marco rígido tanto la sección pasiva (celeste), como la activa (gris) se pre-estiran en un factor λ_{pre} . c) Al aplicar un voltaje, Φ , la zona activa aumenta su radio en un factor λ_A [102].	22
2.14.	Configuración de un DEA sometido a un pre-estiramiento horizontal por marco rígido y una carga muerta vertical. a) Estado de reposo del DEA. b) Mediante dos pinzas se pre-estira el elastómero en la dirección de L_2 . c) La adición de una carga muerta (P_{dead}) induce un pre-estiramiento vertical en L_1 y al aplicar un voltaje Φ , desciende la masa [104].	22
2.15.	Pérdida de tensión en elastómeros de VHB pre-estirados equibiaxialmente. a) Producto de la pérdida de tensión, se forman estructuras con forma de bucles paralelos en la superficie del DEA [90]. b) Evolución de la pérdida de tensión en un DEA con $\lambda_{pre} = 2$ y $B/A = 2$. A partir de los 6,42 kV se observa la aparición de arrugas en la superficie [102].	23

2.16.	Vista superior y un corte transversal del actuador. Se observa que el dieléctrico consiste en dos capas exteriores de un elastómero de acrílico (VHB 4905) de baja constante dieléctrica que está en contacto con los electrodos (grasa de carbono), mientras que el elastómero central es un compuesto de silicona/metal líquido (Ecoflex/EGaInSn) de mayor constante dieléctrica [73].	24
2.17.	Actuadores contráctiles multicapa. a) Principio de funcionamiento: al aplicar el voltaje, los electrodos presionan las n capas de dieléctrico en simultáneo, llevando a una contracción apreciable a simple vista [9]. b) Patrón de elaboración de un actuador contráctil multicapa [110]. c) Elaboración estándar de un actuador multicapa plegado sobre sí mismo. Además, se presenta el estado pasivo y activo del DEA. Editado de [110].	25
2.18.	Comparación de los actuadores plano y plegables. a) Una vez se aplica el voltaje, se produce una compresión que reduce el grosor y aumenta el área superficial. b) En el caso del actuador plegable, solo se produce la expansión de una cara, por lo tanto, producto de la diferencia en las áreas superficiales, el sistema completo se curva. Editado de [115].	26
2.19.	Estado inicial (contraído) y final (extendido) de dos actuadores DEMES, junto a sus índices de actuación. a) Se presenta el índice u_p , que corresponde al desplazamiento de la punta del actuador [119]. b) Se muestra la medición de los ángulos θ_f y θ_0 con los que se calcula el índice $\Delta\angle$. Editado de [36].	27
2.20.	Robots biomiméticos basados en músculos del cuerpo humano. a-b) Estado pasivo y activo de un DEA simulando el bíceps [71]. c) Diagrama del mecanismo que emula los músculos agonista-antagonista bíceps y tríceps. d-e) Estado pasivo y activo del DEA flexionando un brazo [123]. f-g) Vista frontal y lateral de un DEA simulando al músculo masetero de la mandíbula [124]. h) Esquema de los músculos recto medial y recto lateral. i-j) Diagrama de dos actuadores contráctiles, donde en la primera imagen ambos se encuentran en su estado pasivo, y en la segunda uno se encuentra activo, lo que produce rotación en el ojo [125].	29
2.21.	Actuadores DEMES. a-c) DEA en su estado de reposo y activo, sujetando y levantando un cilindro [126]. b) Actuador multi-segmento rodeando objetos de diversos tamaños y formas demostrando la adaptabilidad de la configuración [116].	30
2.22.	DEA's aplicados a locomoción. a) Robot caminante hexápodo, se presenta el perfil donde se observan tres de sus seis extremidades. b) Se utilizaron DEA's modulares de cuatro secciones, que al ser accionados otorgan cinco grados de libertad [128]. c) Estructura y elementos del robot biomimético de insectos neópteros. d) Mecanismo de transmisión de movimiento desde el DEA a las alas [129].	31
2.23.	DEA's aplicados a locomoción. a) Estructura multicapa del DEA. Se añade nylon para favorecer la anisotropía. b) Secuencia de movimientos que permiten la locomoción del robot [69]. c) Estructura y elementos de un robot biomimético de un pez, en morado se presenta el cuerpo del pez, en azul las capas de dieléctrico y en negro los electrodos. d) Principio de funcionamiento de la bicapa. Editado de [130].	31
2.24.	Estructura de un DES de placas paralelas destinado a sensar tracción. a) La capa central corresponde al elastómero dieléctrico, rodeado por dos electrodos flexibles y, para proteger la integridad del sistema, muchas veces se encapsula el sensor en otra capa de elastómero. b) DES ensamblado y encapsulado, donde además se añaden dos terminales para la conexión a cada electrodo [133].	33

2.25.	Superficies de dieléctricos con microestructuras para su aplicación en DES de presión. a-b) Semiesferas cóncavas y convexas respectivamente [139]. c-d) Pirámides [39]. e) Cilindros [140].	34
2.26.	Estructura de un DES con electrodos interdigitados, donde ambas películas conductoras se encuentran en la misma cara del dieléctrico, en lugar de uno en cada cara como los DES de placas paralelas. Editado de [147].	35
2.27.	Aplicaciones de sensores capacitivos. a) Estructura básica y elementos de un DES [14]. b) Rotaciones de la muñeca capaces de sensar un sistema de DES's [151]. c) Esquema de una viga, donde S1 y S2 corresponden a la capacitancia de los DES's [152].	37
2.28.	DES's de presión sobre una mano protética capaz de diferenciar entre a) objetos suaves, b) medianamente rígidos y c) rígidos. Editado de [139].	37
2.29.	DES's aplicados como sensores de proximidad. a) Principio de funcionamiento. Producto de que los electrodos están en la misma cara, las líneas de campo salen del plano [132]. Vista superior de DES's de b) placas paralelas, c) electrodos en el plano y d) con electrodos interdigitados. e) Variación de la capacitancia de los tres tipo de DES's antes mencionados, donde el de electrodos interdigitados presenta el mejor desempeño como sensor de proximidad. Editado de [149].	38
2.30.	DES's aplicados como sensores de humedad. a) Principio de funcionamiento. El área expuesta del dieléctrico facilita la absorción de partículas del medio ambiente, que generan un cambio en la capacitancia. b) Relación entre la humedad relativa y la capacitancia del DES. Editado de [131].	39
4.1.	Dimensiones del troquel tipo C, utilizado para obtener las probetas de los ensayos de tracción según la norma ASTM-D412 [157].	43
4.2.	Configuración de los ensayos de adhesión. a) <i>Film</i> de E30 dispuesto verticalmente y un compuesto de E30/GC adherido. b) Al elevar el compuesto, este se desprende en un ángulo cercano a 180°.	44
4.3.	Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. a) Base circular. b-c) Soportes circulares primario y secundario respectivamente. d) Máscara para la aplicación de los electrodos. e) Piezas una vez impresas.	45
4.4.	Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento biaxial. a) Base cuadrada. b-c) Soportes cuadrados primario y secundario respectivamente. d) Máscara para la aplicación de los electrodos. e) Piezas una vez impresas.	45
4.5.	Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento uniaxial. a) Soporte cuadrado ovalado primario. b) Soporte cuadrado ovalado secundario. c) Piezas impresas.	46
4.6.	Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento equibiaxial. A y B: diámetro de la zona activa y el DEA, previo al pre-estiramiento. λ_r : factor de pre-estiramiento. λ_A : factor de actuación. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.	47
4.7.	Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento biaxial. L y H: largo y alto de la zona activa, previo al pre-estiramiento. M y K: largo y alto del DEA, previo al pre-estiramiento. λ_x y λ_y : factores de pre-estiramiento horizontal y vertical. λ_L y λ_H : factores de actuación horizontal y vertical. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.	47
4.8.	Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento uniaxial. L y H: largo y alto de la zona activa, previo al pre-estiramiento. M y K: largo y alto del DEA, previo al pre-estiramiento. λ_y : factor de pre-estiramiento vertical. λ_L y λ_H : factores de actuación horizontal y vertical. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.	48

4.9.	Esquema de los sensores fabricados. a) Diagrama de los sensores capacitivos, DES's, conformados por un dieléctrico central y dos compósitos conductores a modo de electrodos. b) Diagrama de los sensores piezorresistivos, conformado exclusivamente por un compósito conductor. Ambos sistemas poseen dos placas de cobre en extremos opuestos para la conexión al equipo de medición y, dos películas de E30 para aislarlos eléctricamente.	49
5.1.	Curva de percolación de los compósitos de E30/GC y E30/GC/MWCNT. En negro se presenta la conductividad experimental en escala logarítmica, en rojo el ajuste según el modelo simplificado de Kirkpatrick y Zallen, y en azul la conductividad del compósito con E30/GC 9%/MWCNT 2,5%.	51
5.2.	Constante dieléctrica de los compósitos de E30/GC. En negro se presenta la constante dieléctrica experimental, en rojo el ajuste de Maxwell-Garnett simplificado considerando partículas conductoras en una matriz aislante [34], en azul el ajuste según Nan et al., que toma en cuenta la geometría de las inclusiones [35] y, en verde el ajuste según la teoría de percolación de Kirkpatrick y Zallen [86].	53
5.3.	Rigidez dieléctrica de los MC's de E30/GC y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%. La adición de GC desencadena un descenso abrupto en la rigidez dieléctrica del polímero. De manera equivalente, esto se repite al añadir MWCNT, aunque, dada la alta conductividad de los MWCNT, el efecto se da en mayor escala.	54
5.4.	Curvas de esfuerzo/deformación obtenidas mediante ensayos de tracción para cada compósito de E30/GC.	55
5.5.	Módulo de Young experimental y teórico para MC's. En negro se muestran los resultados de los ensayos de tracción. La curva roja corresponde al comportamiento esperado según los modelos de Eshelby [49] y Style et al. [50]. Además se ilustran tres áreas, en rojo, verde y azul indicando los módulos teóricos de MC's con inclusiones rígidas, blandas y líquidas respectivamente.	56
5.6.	Microscopía del compósito de E30/GC 0,5%. Se observa una dispersión homogénea con algunos aglomerados como es de esperarse. Mediante un análisis de las imágenes se estima que el tamaño de las partículas oscila entre 15 y 25 μm	57
5.7.	Fuerza de adhesión generada por: GC, E30, MC's de E30/GC y E30/GC/MWCNT hacía un <i>film</i> de E30. Se observa una proporción directa entre la concentración de grasa y la fuerza de adhesión de los <i>films</i> , caso análogo al compósito con MWCNT.	58
5.8.	Ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , empleando GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_r = 1,2 - 2,6$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	59
5.9.	Ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. Se presenta la actuación lineal, Ψ_r , en función del voltaje aplicado, Φ , empleando GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_r = 1,2 - 2,6$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	60
5.10.	Comparación de la actuación lineal, Ψ_r , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro, E30/GC 13%, rojo, y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, azul. Se utilizó un factor de pre-estiramiento equibiaxial $\lambda_r = 2,0$ y grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm.	60

5.11.	Comparación de la actuación de DEA's con factores de pre-estiramiento equibiaxial $\lambda_r = 2,0$, grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm y electrodos de a) GC, b) E30/GC 13 % y c) E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) actuación máxima y iv) al momento del colapso dieléctrico. Se destacan los DEA's con electrodos de GC y E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 % que tuvieron un arco eléctrico audible y visible.	61
5.12.	Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	63
5.13.	Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación lineal horizontal, Ψ_x , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	64
5.14.	Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	64
5.15.	Comparación de la actuación lineal horizontal, Ψ_x , y lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro y rojo, y E30/GC 13 %, azul y verde. Se utilizaron factores de pre-estiramiento biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$, y un grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm.	65
5.16.	Comparación de la actuación de DEA's con factores de pre-estiramiento biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$, grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm y electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) actuación máxima y iv) al momento del colapso dieléctrico. Se destacan que los DEA's con electrodos de GC tuvieron un arco eléctrico audible y visible.	65
5.17.	Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	66
5.18.	Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación lineal horizontal, Ψ_x , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	67
5.19.	Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación en lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.	67
5.20.	Comparación de la actuación lineal horizontal, Ψ_x , y lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro y rojo, y E30/GC 13 %, azul y verde. Se utilizó un factor de pre-estiramiento uniaxial $\lambda_y = 3,0$ y grosor de dieléctrico $z = 1,1$ mm.	68
5.21.	Comparación de la actuación de DEA's con pre-estiramiento uniaxial de factor $\lambda_y = 3,0$, grosor de dieléctrico $z = 1,1$ mm y electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) 90 % de la actuación máxima y iv) al momento previo del colapso dieléctrico. Se destaca que los DEA's con electrodos de GC presentaron pérdida de tensión a partir del 90 % de su actuación.	68

5.22.	Comparación de las actuaciones al emplear GC y E30/GC como electrodos. Para la configuración equibiaxial se utilizó un factor $\lambda_r = 2,0$ y, para el biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$. Además, en todos los casos el grosor de los dieléctricos fue $z = 0,85$ mm. a) Actuación en área, Ψ_A , para la configuración equibiaxial. b) Actuación en área, Ψ_A , para la configuración biaxial. c) Actuación lineal, Ψ_r , para la configuración equibiaxial. d) Actuación lineal horizontal, Ψ_x , para la configuración biaxial.	70
5.23.	Desempeño del electrodo de E30/GC 13 % tras diez ciclos de adhesión/desprendimiento. a) Fuerza de adhesión del compuesto hacia el E30. b) Actuación en área, Ψ_A , en función del número de ciclos. Se observa un comportamiento lineal en ambas curvas, lo que sugiere su capacidad para ser aplicado consecutivamente en distintos DEA's.	72
5.24.	Pre-estiramiento biaxial mixto. a) Esquema de un DEA donde se pre-estira en λ_1 mediante una carga muerta y en λ_2 a través de un marco rígido [104]. b) Configuración experimental de la configuración biaxial mixta. b) Debido al pre-estiramiento heterogéneo se forman dos zonas de actuación desigual, el modo 1 y 2 [104].	73
5.25.	Actuación vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para el pre-estiramiento biaxial mixto. Se utilizaron dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm, electrodos de GC, pre-estiramiento horizontal $\lambda_x = 2,4$ y se varió la carga vertical en $m_y = 50, 250, 450$ y 650 g, equivalentes a factores $\lambda_y = 0,4, 2,0, 4,2$ y $7,5$	74
5.26.	Desempeño de los actuadores con pre-estiramiento biaxial mixto al emplear electrodos de GC y E30/GC 13 %. Se utilizaron dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm y factores $\lambda_x = 2,4$ y $m_y = 50, 250$ y 450 g. a) Voltaje crítico, Φ_{cr} . b) Actuación vertical, Ψ_y , dado un mismo voltaje.	74
5.27.	Proceso de actuación según la configuración biaxial mixta, según $\lambda_x = 2,4, m_y = 250$ g y electrodo de E30/GC 13 %. Al momento de la actuación ocurre un desplazamiento vertical, que induce un aumento del factor de pre-estiramiento impuesto inicialmente.	75
5.28.	Brazo artificial, donde se utiliza un DEA pre-estirado biaxialmente, donde una masa calibrada ubicada en el extremo derecho del radio permite el pre-estiramiento vertical. Para cuantificar la actuación se mide la variación del ángulo, $\Delta\theta$, entre el estado pasivo y activo del DEA. a) Esquema del brazo. b) Estructura ensamblada. Debido al torque generado por la masa en el extremo del radio, se utilizó un carga de solo 20 g, para así generar un pre-estiramiento vertical equivalente a los 250 g de los ensayos realizados anteriormente.	76
5.29.	Brazo artificial, donde se utiliza un DEA pre-estirado biaxialmente, donde se utilizó una masa calibrada colgante anclada al extremo inferior del marco del DEA. Para cuantificar la actuación se mide la variación del ángulo, $\Delta\theta$, entre el estado pasivo y activo del DEA. a) Esquema del brazo. b) Estructura ensamblada. Ya que en este caso la masa se encuentra colgando verticalmente, al igual que en los ensayos anteriores, se utilizan 250 g para pre-estirar verticalmente.	76
5.30.	Rotación del radio, $\Delta\theta$, en función del voltaje aplicado, Φ , para los brazos artificiales fabricados, se utiliza GC como electrodos y dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm. a) Primera configuración, donde la carga muerta se encuentra en un extremo del radio. Se observa un comportamiento escalonado al reducir el voltaje. b) Segunda configuración, donde la carga muerta se encuentra suspendida verticalmente. Se obtiene casi el doble de actuación que en la primera configuración.	77

5.31.	Elementos de una palanca de tercer grado y el efecto que genera la variación del BMI. a) Analogía entre un brazo y una palanca de tercer grado, donde la fuerza se encuentra entre el eje y la resistencia, caso análogo al del bíceps y el DEA en el brazo artificial. Editado de [170]. b) Efecto de aumentar el BMI en una palanca de tercer grado dado un arco AB constante. Se observa que a mayor es la distancia del eje, $d_3 > d_2 > d_1$, menor debe ser el ángulo que comprende el arco, $\Delta\theta_3 < \Delta\theta_2 < \Delta\theta_1$, y viceversa.	78
5.32.	Comparación de la rotación del brazo, $\Delta\theta$, en función del voltaje aplicado, Φ , para DEA's con GC, negro, y E30/GC 13 %, rojo, como electrodos, pre-estiramiento biaxial mixto de factores $\lambda_x = 2,4$ y $m_y = 250$ g y grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm. Se utilizó la segunda configuración del brazo con la carga muerta en posición vertical y se varió la distancia anclaje-eje o brazo de momento interno en a) 0,5 cm, b) 3,5 cm y c) 6,5 cm.	79
5.33.	Rotación del brazo artificial, $\Delta\theta$, en función del voltaje, Φ , dado un BMI de 0,5 cm, un dieléctrico de E30 y utilizando electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presentan ambos sistemas en (i) estado de reposo, (ii) a mitad de la rotación máxima y, (iii) al alcanzar la máxima rotación.	80
5.34.	Curvas de capacitancia normalizada, $\Delta C/C_0$ en función de la deformación uniaxial de los DES's. Se utilizó E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 % como electrodos y E30 con 0, 1, 4, 7, 10 y 13 % de GC como dieléctricos, además de una razón $A/z = 500$ mm ² /mm. a) Ciclo de tracción. b) Ciclo de contracción.	82
5.35.	Análisis de reproducibilidad, donde los DES's se sometieron a 50 ciclos de 100 % de deformación. Se grafica la capacitancia normalizada, $\Delta C/C_0$, al inicio de cada ciclo, negro, y al final de cada ciclo, rojo. A modo de dieléctricos se utilizó a) E30, b) E30/GC 1 %, c) E30/GC 4 %, d) E30/GC 7 %, e) E30/GC 10 % y f) E30/GC 13 %.	83
5.36.	Ensayo de relajación para el E30 y E30/GC 13 %. Se grafica la fuerza normalizada, F/F_0 , que ejerce el elastómero al ser sometido a un 100 % de deformación durante 600 s. Una vez finalizado el ensayo, el E30 registró un descenso de F/F_0 en un 6 %, mientras que el E30/GC 13 % en 36 %.	84
5.37.	Diagrama del sensor de flexión dactilar. Los elementos del sensor son: un dieléctrico de E30/GC 10 %, azul, dos electrodos de E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %, negro, dos láminas de cobre para la conexión eléctrica externa, naranja, y dos láminas de E30 para aislar el sistema, blanco.	86
5.38.	Configuración y curva de flexión del sensor dactilar. a-b) Dimensiones y anclaje del sensor al dedo índice. c-d) Medición del ángulo externo de la primera y segunda falange. Curva de capacitancia en función del ángulo medido a través de un ciclo de extensión y contracción. Se utilizó E30/GC 10 % como dieléctrico, E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 % como electrodos y una razón de $A/z = 1000$ mm ² /mm.	86
5.39.	Curvas de resistencia normalizada, $\Delta R/R_0$ para los ciclos de a) tracción y b) contracción, y $\log(\Delta R/R_0)$ para la c) tracción y d) contracción. El largo de los sensores piezorresistivos fue de 60 mm y se utilizaron E30/GC 13 %, negro, y E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %, rojo, a modo de compósitos conductores.	88
5.40.	Análisis de reproducibilidad, donde los sensores piezorresistivos se sometieron a 50 ciclos de 100 % de deformación. Se grafica la resistencia normalizada, $\Delta R/R_0$, al inicio de cada ciclo, negro, y al final de cada ciclo, rojo. A modo de MC conductor se utilizó: a) E30/GC 13 % y b) E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %.	89
A.1.	Diseño de la base para los soportes circulares. Elaboración propia.	105
A.2.	Diseño del soporte circular primario. Elaboración propia.	106

A.3.	Diseño del soporte circular secundario. Elaboración propia.	106
A.4.	Diseño de la máscara circular. Elaboración propia.	107
A.5.	Diseño de la base para los soportes cuadrados. Elaboración propia.	108
A.6.	Diseño del soporte cuadrado primario. Elaboración propia.	108
A.7.	Diseño del soporte cuadrado secundario. Elaboración propia.	109
A.8.	Diseño de la máscara cuadrada. Elaboración propia.	109
A.9.	Diseño del soporte cuadrado ovalado primario. Elaboración propia.	110
A.10.	Diseño del soporte cuadrado ovalado secundario. Elaboración propia.	110
B.1.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción de la silicona Ecoflex 00-30.	111
B.2.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 1 % p/p.	112
B.3.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 4 % p/p.	112
B.4.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 7 % p/p.	113
B.5.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 10 % p/p.	113
B.6.	Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 13 % p/p.	114

1 | Introducción

1.1. Motivación

Tradicionalmente, los robots están fabricados de materiales rígidos y, aunque esta característica permite que sean capaces de realizar tareas difíciles para los humanos, como cargar objetos pesados, limita su adaptabilidad. Por el contrario, en la naturaleza casi todas las plantas y animales están formados por materiales blandos, lo que les da una versatilidad única; y, de forma análoga a estos organismos, se encuentra su versión sintética: los *soft robots* o robots blandos, conformados por actuadores, que pueden ser polímeros flexibles y/o materiales inteligentes, siendo estos últimos materiales capaces de responder de una manera predeterminada ante algún estímulo externo [1].

Entre los materiales inteligentes más comunes, se encuentran los capaces de responder ante campos eléctricos, polímeros electroactivos (EAP's) [2], campos magnéticos, magnetoactivos [3], diferencia de temperatura, termoactivos [4] y ante luz, fotoactivos [5]. También se encuentran en esta categoría materiales con memoria de forma [6], y actuadores que operan bajo inflado neumático [7] y/o electrostático [8].

De los materiales antes mencionados, los EAP's se caracterizan por la versatilidad de configuraciones en las que pueden ser fabricados, además de ser materiales capaces de tolerar grandes esfuerzos, poseer rápida respuesta y algunos son altamente flexibles, razones por las que son considerados como materiales prometedores para ser empleados como músculo y piel artificial [9][10][11]. En particular, los EAP's han ganado relevancia en los últimos años desde el trabajo presentado por Pelrine et al., donde actuadores de elastómeros dieléctricos o DEA's (por *dielectric elastomer actuator*) alcanzaron deformaciones de más del 100% mediante una diferencia de voltaje, lo que se logra debido a que los DEA's se comportan como transductores electromecánicos, es decir, son capaces de convertir energía eléctrica en mecánica [2].

El desafío que enfrenta cualquier transductor es tener la mayor eficiencia posible y los DEA's no son la excepción, por lo que surge la necesidad de modificarlos para lograr mayores actuaciones a menores voltajes, lo que se puede lograr pre-estirando el polímero, es decir, someterlo a una tensión mecánica previa, aumentando su constante dieléctrica o reduciendo su módulo de Young [12][13].

Por otro lado, los EAP's también pueden ser empleados a modo de sensores capacitivos o DES's (por *dielectric elastomer sensor*), ya que se comportan como condensadores elásticos, en consecuencia, su capacitancia varía con la deformación. Una de las ventajas de estos sensores respecto a los piezorresistivos, que varían su resistencia ante tracción o compresión, es que las mediciones suelen ser más confiables, ya que, a diferencia de la capacitancia, la resistencia es extremadamente sensible a la uniformidad del electrodo y a cambios en la temperatura [14].

Una de las formas de mejorar el rendimiento de los DEA's y la sensibilidad de los DES's, es a través de un aumento de la constante dieléctrica del aislante, lo que se puede lograr añadiendo inclusiones de distinta índole, como cerámicos, óxidos, partículas conductoras, como metales y materiales en base a carbono, o inclusiones líquidas, como metales de bajo punto de fusión y plastificante [12][15][16].

De forma análoga, la fabricación de electrodos elásticos también surge como un problema a resolver, ya que normalmente se utilizan materiales con baja vida útil, como grasa de carbono, o que limitan la actuación debido a su rigidez, como el oro o cobre. Entre las características que se busca en los electrodos, se encuentran: un comportamiento elástico similar al del dieléctrico, que el polímero sea lo suficientemente conductor y que posea una buena adherencia [17].

En particular, las inclusiones líquidas son consideradas como las más adecuadas tanto para los dieléctricos de los DEA's y DES's, como sus electrodos, ya que, se busca una mejora de las propiedades eléctricas, pero en todos los casos sin aumentar el módulo de Young. A pesar de lo anterior, pocos materiales cumplen con las características necesarias, en consecuencia, las opciones se limitan casi exclusivamente a aleaciones de bajo punto de fusión, como la mezcla eutéctica de galio e indio (EGaIn) o galinstán (EGaInSn); de forma que utilizar un material con propiedades eléctricas y mecánicas similares al metal líquido, como la grasa de carbono, resulta ser una alternativa prometedora [18][19].

1.2. Marco teórico

Los EAP's poseen dos componentes, un elastómero dieléctrico en forma de película y dos electrodos elásticos, tal como se muestra en la figura 1.1.a. Los elastómeros dieléctricos por un lado, corresponden a polímeros viscoelásticos, aislantes y que pueden ser polarizados, es decir, formar dipolos en presencia de un campo eléctrico; mientras que el electrodo corresponde a un conductor eléctrico flexible [9][20].

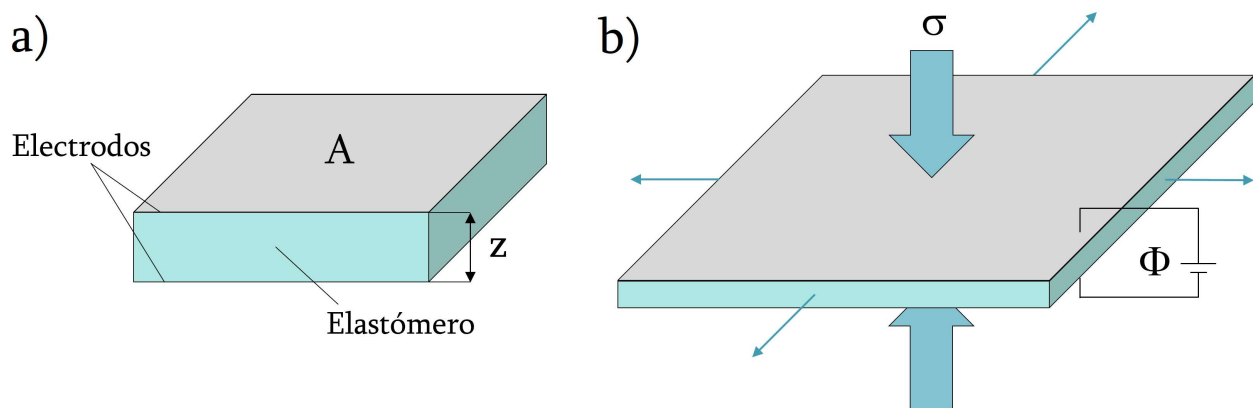


Figura 1.1: Componentes de los EAP's y principio de funcionamiento de los DEA's. a) Configuración básica de un EAP, en donde A corresponde al área superficial del elastómero y z al grosor. b) Al aplicar voltaje, Φ , el EAP se comporta como un DEA, donde los electrodos comprimen y deforman el elastómero producto de la tensión de Maxwell, σ , reduciendo su grosor y aumentando su área superficial.

El principio de funcionamiento de los DEA's se basa en la respuesta electromecánica del elastómero frente a un campo eléctrico, donde ocurre una reducción del espesor y expansión del área, ver figura 1.1.b. Dicha deformación ocurre debido a la tensión de Maxwell, σ , que viene dada por la ecuación 1.1:

$$\sigma = \varepsilon_r \varepsilon_0 E^2, \quad (1.1)$$

donde ε_r corresponde a la permitividad relativa o constante dieléctrica del elastómero, ε_0 a la permitividad del vacío y E al campo eléctrico [9][21][22]. Aunque, ya que la determinación del campo eléctrico involucra la resolución del tensor de Maxwell, si se considera que el elastómero es lo suficientemente delgado, el sistema se comporta como un condensador de placas paralelas, donde E se puede calcular según la ecuación 1.2:

$$E = \frac{\Phi}{z}, \quad (1.2)$$

siendo Φ el voltaje aplicado y z el grosor del elastómero. Por lo tanto, la ecuación 1.1 se puede reescribir según la ecuación 1.3:

$$\sigma = \varepsilon_r \varepsilon_0 \left(\frac{\Phi}{z} \right)^2. \quad (1.3)$$

Sumado a lo anterior, si el volumen del elastómero es constante durante la deformación, es decir, el módulo de compresibilidad es mucho mayor que el módulo elástico [2], lo que suele ser cierto para pequeñas deformaciones, entonces se dice que el elastómero posee elasticidad lineal y por ende se puede describir la reducción del espesor, s_z , según la ecuación 1.4:

$$s_z = -\frac{p}{Y}, \quad (1.4)$$

donde Y es el módulo de Young y p la presión aplicada [22][23]. Finalmente, combinando las ecuaciones 1.3 y 1.4 se obtiene una expresión que describe la variación en el espesor del actuador en función de parámetros medibles, ecuación 1.5:

$$s_z = -\frac{\varepsilon_r \varepsilon_0}{Y} \left(\frac{\Phi}{z} \right)^2. \quad (1.5)$$

Cabe mencionar que la variación del espesor también se puede calcular como: $s_z = \frac{z(\Phi)-z}{z}$, siendo $z(\Phi)$ el grosor final del elastómero una vez aplicado el voltaje y z el grosor inicial [9]. Aunque, ya que s_z no es una variación apreciable a simple vista y más importante aún, no medible en la práctica, se suele medir la variación porcentual de la superficie del actuador, s_p , que bajo el supuesto de que el material es incompresible, se puede expresar en función de s_z [24], por la ecuación 1.6:

$$s_p = \frac{1}{1 + s_z} - 1. \quad (1.6)$$

El modelo antes presentado se basa en múltiples supuestos, pero permite obtener una primera aproximación para comprender y prever el comportamiento de los DEA's, además de identificar las variables que aumentan la actuación, como escoger un polímero con alta constante dieléctrica y bajo módulo de Young, la aplicación de un alto voltaje y la reducción del grosor del DEA.

En cuanto al principio de funcionamiento de los DES's, estos se comportan como condensadores de placas paralelas elásticos, por lo que ante una deformación, ya sea tracción o compresión, la variación del área de los electrodos y la separación de los mismos producirá cambios en la capacitancia [14][16].

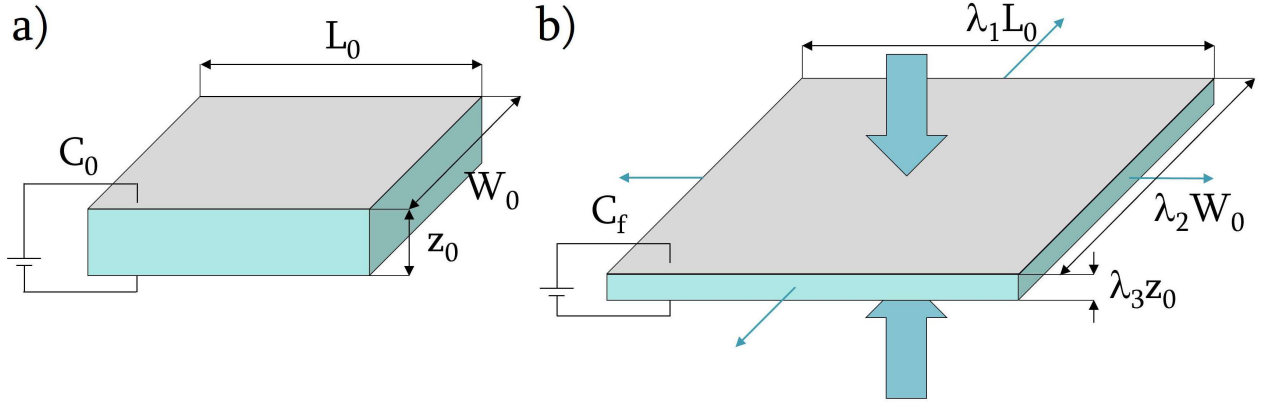


Figura 1.2: Principio de funcionamiento de los DES's. a) Configuración básica de un DES, en donde L_0 , W_0 y z_0 son la dimensiones del dieléctrico y, C_0 la capacitancia del sensor en estado de reposo. b) Al aplicar una fuerza mecánica que deforme el DES, varían sus dimensiones en λ_1 , λ_2 y λ_3 , lo que cambia la capacitancia a C_f .

La capacitancia del DES en su estado de reposo, C_0 , puede ser calculada según la ecuación 1.7:

$$C_0 = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{L_0 W_0}{z_0}, \quad (1.7)$$

donde L_0 , W_0 y z_0 corresponden al largo, ancho y espesor del dieléctrico respectivamente, tal como se observa en la figura 1.2.a, mientras que ε_r y ε_0 son la constante dieléctrica del elastómero y la permitividad del vacío. Luego, al aplicar una fuerza mecánica que deforme el DES, ver la figura 1.2.b, L_0 , W_0 y z_0 varían en un factor λ_1 , λ_2 y λ_3 respectivamente. En consecuencia, la capacitancia del DES en el estado activo, C_f , viene dada por la ecuación 1.8:

$$C_f = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{\lambda_1 L_0 \lambda_2 W_0}{\lambda_3 z_0}. \quad (1.8)$$

Entonces, reescribiendo C_f en función de C_0 , ecuación 1.9:

$$C_f = C_0 \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_3}, \quad (1.9)$$

y reescribiendo la deformación del DES como $\epsilon = \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_3} - 1$; dada una fuerza aplicada al DES que induzca una deformación conocida, ϵ , la variación de la capacitancia, ΔC , se puede calcular según la ecuación 1.10:

$$\Delta C = \epsilon C_0, \quad (1.10)$$

es decir, la capacitancia del DES varía de forma lineal con la deformación del mismo [16].

2 | Estado del arte

2.1. Elastómero dieléctrico

La elección del dieléctrico adecuado es fundamental a la hora de fabricar un DEA o un DES, ya que en función de sus propiedades, se puede ver afectado tanto positiva como negativamente su desempeño. En particular, las propiedades de interés se pueden reducir a dos: dieléctricas y mecánicas, siendo de especial importancia una alta constante dieléctrica y bajo módulo de Young. De igual forma, también se buscan polímeros que posean alta flexibilidad, baja histéresis mecánica y alta rigidez dieléctrica, por lo que los materiales compatibles van desde elastómeros de acrílico y resina epoxy, hasta poliuretano o silicona [12].

A pesar de la gran variedad disponible, los polímeros más empleados son los de silicona y acrílico, ya que han demostrado ser fácilmente asequibles y presentar buen desempeño. Entre ellos se encuentran las siliconas Sylgard 184 y 186 de Dow Corning[®], Ecoflex 00-10, 00-30 y 00-50 de Smooth On[®], y los elastómeros de acrílico VHB 4905 y 4910 de 3M[®] [9][25]; que serán utilizados como referencia para comparar sus propiedades con materiales compuestos (MC's), también llamados *composites* o “compósitos” [12].

2.1.1. Propiedades dieléctricas

Al observar las ecuaciones 1.5 y 1.10, es posible notar que la capacidad de polarización del dieléctrico, que viene dada por su constante dieléctrica, ϵ_r , juega un rol primordial en la actuación de los DEA's y en la capacitancia medida de los DES's. Además, ya que ambos sistemas se comportan como condensadores, también es necesario que los dieléctricos sean capaces de mantener su carácter aislante, propiedad que se explica a través de la rigidez dieléctrica, E_b . Por lo tanto, dichos elementos, ϵ_r y E_b , son los focos de atención al analizar elastómeros, inclusiones y MC's.

2.1.1.1. Constante dieléctrica

La constante dieléctrica de los polímeros más utilizados suele tomar valores bajos, como el caso de la silicona Sylgard 184 con $\epsilon_r = 2,7 - 3,1$, las siliconas Ecoflex 00-10, 00-30 y 00-50, todas con $\epsilon_r = 3,4 - 3,5$ [25][26], y el elastómero de acrílico VHB 4910 que posee $\epsilon_r = 2,7 - 3,2$ [27]. Para aumentar la constante dieléctrica de dichos materiales comúnmente se añaden inclusiones a su estructura, las que pueden ser clasificadas en dos categorías básicas: materiales de alta ϵ_r , como cerámicos y óxidos, y materiales conductores, como metales y partículas a base de carbono [28].

Para el caso de las inclusiones de alta ϵ_r , la mejora se produce ya que las partículas incrementan la polarización de Maxwell-Wagner-Sillars, donde, la baja conductividad de la matriz produce una acumulación de cargas en los límites/bordes de las inclusiones, lo que concentra el campo eléctrico

en el polímero y, por lo tanto, aumenta la polarización [29]. No obstante, a altas concentraciones de partículas, se pueden formar rutas conductoras que induzcan una relajación de las cargas polarizadas, fenómeno denominando relajación dieléctrica, que en la práctica produce una disminución de ϵ_r en lugar de un aumento [30][31][32].

Para ilustrar el efecto de la polarización de Maxwell-Wagner-Sillars, se presenta el MC fabricado por Yang et al., compuesto por silicona de metilvinilo (SR por *silicon rubber*), partículas de titanato de bario (BT por *barium titanate*) de 100 nm y aceite de silicona [15]. En la figura 2.1.a se muestra el aumento de la constante dieléctrica del MC de SR/BT, donde a 30 phr (por *parts per hundred*) se logra un aumento del 20 %, valor de baja magnitud considerando que a 100 nm las nanopartículas poseen una gran área interfacial, lo que vuelve más rígido el material [15].

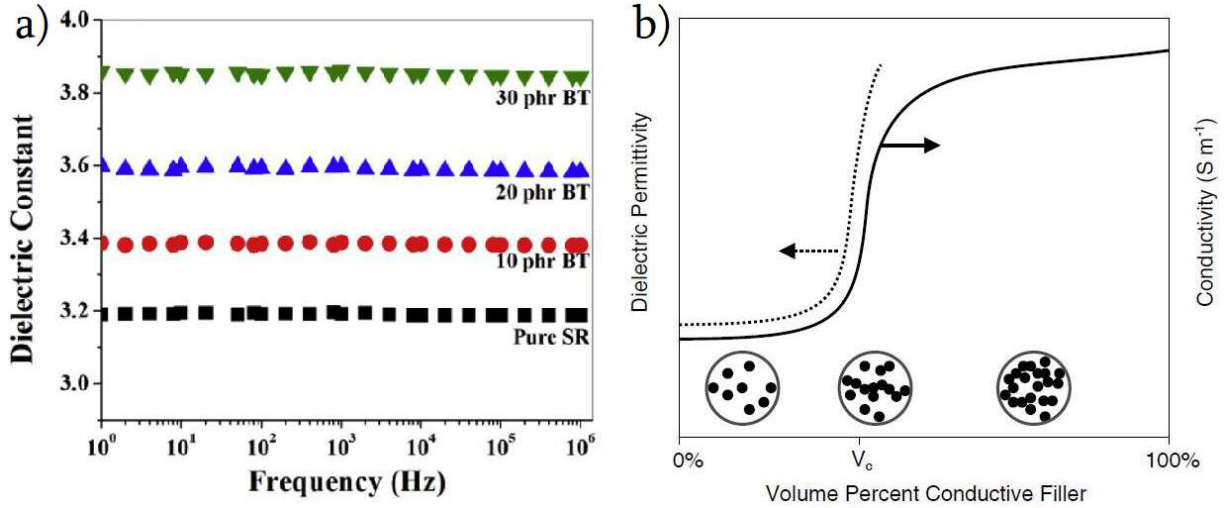


Figura 2.1: Efecto de partículas de alta constante dieléctrica, ϵ_r , y conductoras. a) Comportamiento de ϵ_r en el compuesto de goma de silicona y titanato de bario [15]. b) Curva de percolación en compósitos con inclusiones conductoras, donde a un volumen crítico, V_c , ocurre la percolación. Justo antes de que ocurra la transición a conductor, ϵ_r aumenta drásticamente. Ambas curvas se encuentran en escala logarítmica [28].

En contraparte, las inclusiones conductoras producen un dramático aumento en ϵ_r , lo que ocurre en torno al umbral de percolación, fenómeno que se da cuando a un volumen de inclusiones, V_c , las partículas forman una red continua dentro de la matriz polimérica, generando que el MC se comporte como un material conductor, ver figura 2.1.b [28][33].

En cuanto a como tener una aproximación cuantificable de la mejora de ϵ_r , se suele emplear un modelo EMT (por *effective medium theory*) [34]. Una formulación corresponde a la de Maxwell-Garnett (MG), que aproxima el sistema como un material con partículas esféricas suspendidas en su interior. Dicha formulación viene dada por la ecuación 2.1:

$$\epsilon_r^* = \epsilon_m \frac{2\phi(\epsilon_i - \epsilon_m) + 2\epsilon_m + \epsilon_i}{2\epsilon_m + \epsilon_i - \phi(\epsilon_i - \epsilon_m)}, \quad (2.1)$$

donde ϵ_r^* , ϵ_i y ϵ_m corresponden a la constante dieléctrica del MC, de las inclusiones y la matriz polimérica respectivamente, mientras que ϕ es la fracción volumétrica de inclusiones [34]. Aunque, si se supone que las inclusiones son altamente conductoras en comparación a la matriz, que se suele

dar con inclusiones metálicas o a base de carbono [28], entonces la formulación de MG se puede simplificar a la ecuación 2.2:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_m \frac{1 + 2\phi}{1 - \phi}. \quad (2.2)$$

Otra formulación que supone mejoras al modelo de MG es presentado por Nan et al., que permite obtener resultados más certeros a mayores volúmenes de inclusiones, además, este modelo considera que las inclusiones son elipsoides, donde la notación corresponde a $r_1 = r_2$ para los radios menores, y r_3 para el radio mayor [35]. La expresión para la constante dieléctrica del MC viene dada por la ecuación 2.3:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_m \frac{1 + \left[\frac{1-L_{11}}{L_{11}} (1 - \langle \cos^2 \theta \rangle) + \frac{1-L_{33}}{L_{33}} \langle \cos^2 \theta \rangle \right] \phi}{1 - \phi}, \quad (2.3)$$

donde ε_r^* , ε_m y ϕ corresponden a las mismas variables que en el modelo de MG, θ es el ángulo entre el eje a lo largo del cual se calcula la constante dieléctrica y el eje principal (r_3), mientras que L_{11} es un factor geométrico calculado según la ecuación 2.4:

$$L_{11} = \frac{p^2}{2(p^2 - 1)} - \frac{p}{2(p^2 - 1)^{\frac{3}{2}}} \cosh^{-1}(p), \quad p > 1, \quad (2.4)$$

donde p es la relación de aspecto, que corresponde a la razón del radio mayor y menor (r_3/r_1), y por último L_{33} , que se calcula según la ecuación 2.5:

$$L_{33} = 1 - 2L_{11}. \quad (2.5)$$

Diversos investigadores hacen uso de las formulaciones antes presentadas para prever el efecto de las inclusiones. Bartlett et al., fabricaron MC's de Ecoflex 00-30 con EGaIn (mezcla eutéctica de galio 75 % e indio 25 % p/p), en la figura 2.2.a se muestran los resultados del aumento de ε_r y las aproximaciones de los modelos de MG y Nan et al. [12]. También se presentan los trabajos de Tutika et al., donde se fabricaron MC's de Ecoflex 00-30/EGaIn, figura 2.2.b [18], y Pan et al., que fabricaron MC's de Sylgard 184/EGaIn, figura 2.2.c [36]; en ambos casos se muestra el ajuste de Nan et al. Cabe resaltar que en los tres trabajos antes presentados se utilizó metal líquido, ya que al ser partículas conductoras inducen un mayor aumento de ε_r , y al ser líquidas, suponen un menor impacto en las propiedades mecánicas de los MC's, tal como se verá en la sección 2.1.2.

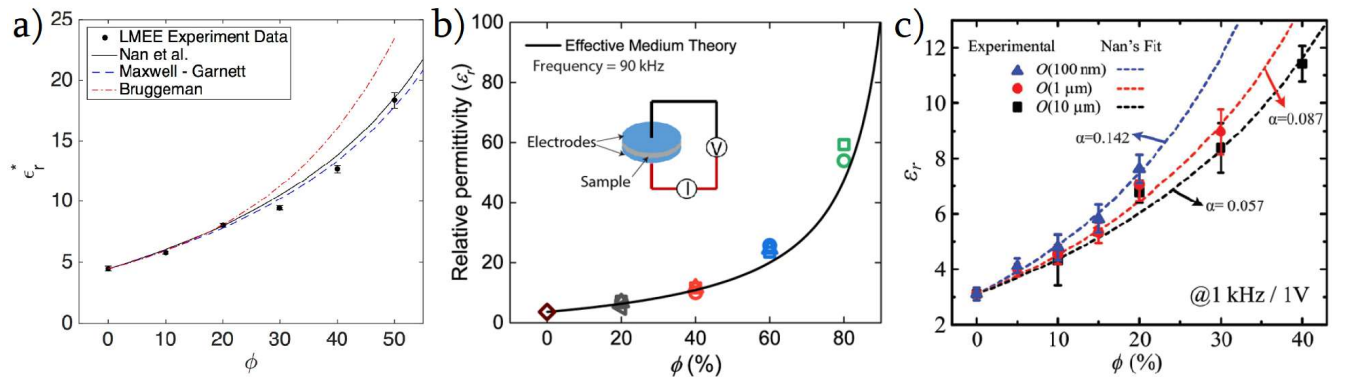


Figura 2.2: Ajustes de modelos EMT para ε_r en compósitos elastoméricos con inclusiones de EGaIn. a) Elastómero: Ecoflex 00-30. Ajustes de Nan et al. y MG [12]. b) Elastómero: Ecoflex 00-30. Ajuste de Nan et al. [18]. c) Elastómero: Sylgard 184. Ajuste de Nan et al. [36].

Otro elemento que se utiliza para modificar las propiedades de elastómeros son los plastificantes, en particular, se suelen emplear en conjunto a inclusiones sólidas, ya que las últimas aumentan la rigidez del material, mientras que el plastificante compensa el efecto de las inclusiones, reduciendo el módulo elástico del MC [15]. Generalmente se utilizan aceites con propiedades dieléctricas similares a las de las matrices poliméricas, por lo que no se han registrados aumentos en ϵ_r . De hecho, producto de la adición de un material aislante, la fracción de inclusiones disminuye, lo que se traduce en una menor ϵ_r , tal como se observa en las figuras 2.3.a-b, MC's de Yang et al. y Zhao et al. respectivamente, donde se evidencia una disminución de ϵ_r ante el aumento de aceite de silicona (SO por *silicon oil*) y aceite de dimetil silicona (DMSO por *dimethylsilicone oil*) [15][37].

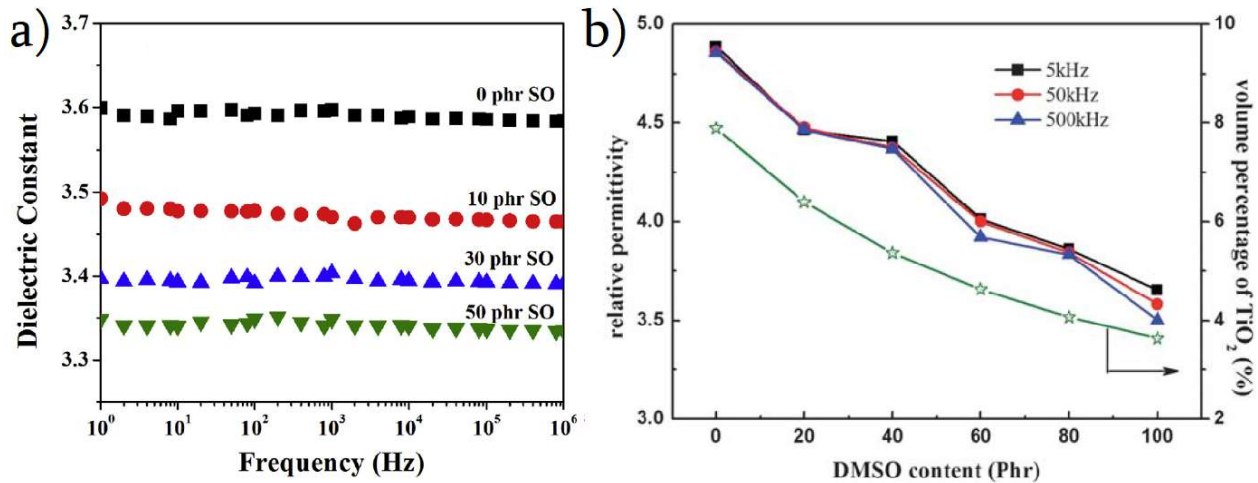


Figura 2.3: Efecto del plastificante sobre ϵ_r en compósitos elastoméricos con inclusiones sólidas. a) Goma de silicona con titanato de bario y aceite de silicona como plastificante [15]. b) Polidimetilsiloxano con óxido de titanio y aceite de dimetil silicona como plastificante. Se presenta además en verde la fracción de óxido de titanio [37].

2.1.1.2. Rigidez dieléctrica

La rigidez dieléctrica, E_b , también llamada *dielectric strength* o *dielectric breakdown strength*, corresponde a la máxima intensidad del campo eléctrico que puede tolerar un aislante antes de volverse conductor, por lo tanto, establece el máximo voltaje de operación de los actuadores y sensores [33][38]. Respecto a los DES's, suelen operar a menos de 1 V, por lo que rara vez E_b es una limitante [39]. Caso opuesto es el de los DEA's, ya que requieren en torno a 1 - 20 kV, es decir, E_b es una característica fundamental a la hora de escoger un dieléctrico para un DEA [9].

Cuando los elastómeros no presentan modificaciones para mejorar su ϵ_r , suelen caracterizarse por tener una alta rigidez dieléctrica, como el VHB 4910 con $E_b = 24,8$ kV/mm [27], el Ecoflex 00-30 con $E_b = 13,7 - 32$ kV/mm [36][40] y la silicona Sylgard 184 y 186, de la que se han registrado valores dispares, desde $E_b = 19 - 25$ kV/mm [41][42], hasta $E_b = 136$ kV/mm [36][43].

Las partículas de alta ϵ_r suelen inducir pequeñas disminuciones en la rigidez dieléctrica, del orden de 0 a 30 %, siendo el elemento que genera mayor impacto: la geometría. Esto se evidencia en partículas como BaTiO₃, TiO₂ y PMN-PT (Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O₃-PbTiO₃), todas partículas con geometrías esféricas o elipsoidales que no tienen tendencias a formar agregados [15][24][43]. En el caso del BaTiO₃, Yang et al., han que un contenido de hasta un 20 % de partículas no inducen un

descenso de E_b significativo, mientras que si se utiliza 3 - 10 % de TiO_2 se produce una disminución de E_b del 30 % [15][24]. Con resultados similares, Kockritz et al. registraron que el PMN-PT no produce un descenso significativo con hasta un 30 % de partículas [43].

Por otro lado, en las partículas conductoras sólidas, como el grafito, nanotubos de carbono de pared simple (SWCNT por *single-wall carbon nanotubes*) o de pared múltiple (MWCNT por *multi-wall carbon nanotubes*), los elementos de mayor interés son: la geometría, ya que las partículas en base a carbono generalmente poseen geometrías tubulares o planas, lo que contribuye a que se formen aglomerados y faciliten la aparición de rutas conductoras [43][44]; y el volumen de partículas, pues, como se mencionó en la sección 2.1.1.1, si se añade un alto volumen de partículas conductoras, entonces se corre el peligro de alcanzar el volumen de percolación.

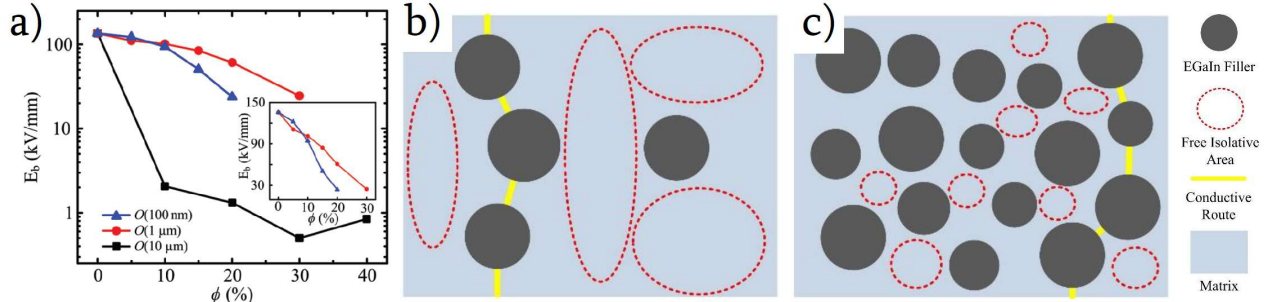


Figura 2.4: Efecto del tamaño y volumen de inclusiones líquidas sobre la resistencia dieléctrica, E_b , de compósitos. a) E_b del compósito de Sylgard 184/EGaIn a distintos tamaños y volúmenes de inclusión. E_b se presenta en escala logarítmica. b-c) Representación de la formación de rutas conductoras en compósitos con inclusiones en escala micro y nanométrica respectivamente [36].

La importancia de controlar el volumen de inclusiones se demuestra en los trabajos de Kockritz et al. donde se emplean SWCNT y se alcanza la percolación a $\approx 0,5\%$ [43], y en los MC's fabricados por Wang y Dang, donde se utilizan MWCNT, y se alcanza el umbral de percolación a $\approx 1,6\%$ [44], en ambos casos se observó un descenso de E_b a menos de un 1 % de su valor original.

Por último, se encuentran las partículas conductoras líquidas, donde las variables de interés, son el tamaño de las inclusiones y su volumen. Pan et al., analizan el efecto de ambas variables en MC's de Sylgard 184/EGaIn, figura 2.4.a. Cuando el tamaño de las inclusiones ($\approx 10\ \mu\text{m}$) se acerca al orden de magnitud del grosor del MC ($\approx 120\ \mu\text{m}$), entonces E_b disminuye abruptamente, incluso a bajos volúmenes, como 5 y 10 %, lo que ocurre debido al gran tamaño del EGaIn disperso [36].

Siguiendo la línea anterior, es de esperarse que se obtengan mayores E_b a menor tamaño de EGaIn, pero si se comparan las inclusiones de $1\ \mu\text{m}$ y $100\ \text{nm}$, se observa que a $100\ \text{nm}$ la reducción de E_b es considerablemente mayor. Dicho comportamiento se atribuye a que el MC con inclusiones de $100\ \text{nm}$ posee una mayor cantidad de gotas de metal líquido que en el de $1\ \mu\text{m}$ (a un mismo volumen), ver la figuras 2.4.b-c, por lo que a $100\ \text{nm}$ las inclusiones se encuentran más próximas entre sí, sugiriendo que existe un tamaño óptimo de partícula entre la micro y nanoescala que minimiza las pérdidas de E_b producto del tamaño y la distancia de las inclusiones [36][45].

En el mismo estudio también se fabricaron MC's utilizando como matriz Ecoflex 00-30 y poli(fluoruro de vinilideno-co-hexafluoropropileno), registrando respectivamente 32 y 85 kV/mm, que

se vieron reducidos a 25 y 73 kV/mm al añadir 10 % de EGaIn [36]. Análogamente, Fassler et al. elaboró MC's de Ecoflex 00-30/EGaIn, donde se obtuvo que la silicona por sí sola tenía una resistencia de 16,6 kV/mm y al añadir 50 % de inclusiones, disminuyó a $E_b = 1,05$ kV/mm [28].

2.1.2. Propiedades mecánicas

Normalmente los elastómeros poseen propiedades mecánicas “ideales” para ser utilizados en DEA's y DES's, ya que son altamente flexibles y poseen bajos módulos elásticos, pero debido a que muchas veces se añaden partículas, dichas propiedades pueden cambiar. El efecto de las inclusiones depende fuertemente de las características de las mismas, siendo las principales: tamaño y volumen, además de la adhesión interfacial que se da entre la matriz y las inclusiones [28][30].

2.1.2.1. Módulo de Young

Uno de los parámetros de mayor interés es el módulo de Young, que establece la relación entre una fuerza externa aplicada sobre un material y su deformación subsecuente, o de forma análoga, en DEA's corresponde a la relación entre la tensión de Maxwell ejercida sobre el elastómero y la actuación del mismo, ecuación 1.5 [23].

Las siliconas Ecoflex 00-10, 00-30 y 00-50 destacan del resto, ya que comparativamente poseen el menor módulo de Young, siendo $Y = 55, 69$ y 82 kPa respectivamente [40]. A continuación se encuentra el VHB 4910, con $Y = 220 - 230$ kPa [46][47]. Y por último la silicona Sylgard 186, con $Y = 1,2 - 1,4$ MPa y Sylgard 184, $Y = 2,2 - 2,6$ MPa, aunque se debe considerar que el módulo de la silicona Sylgard puede variar en función de la razón A:B de sus componentes [25][48].

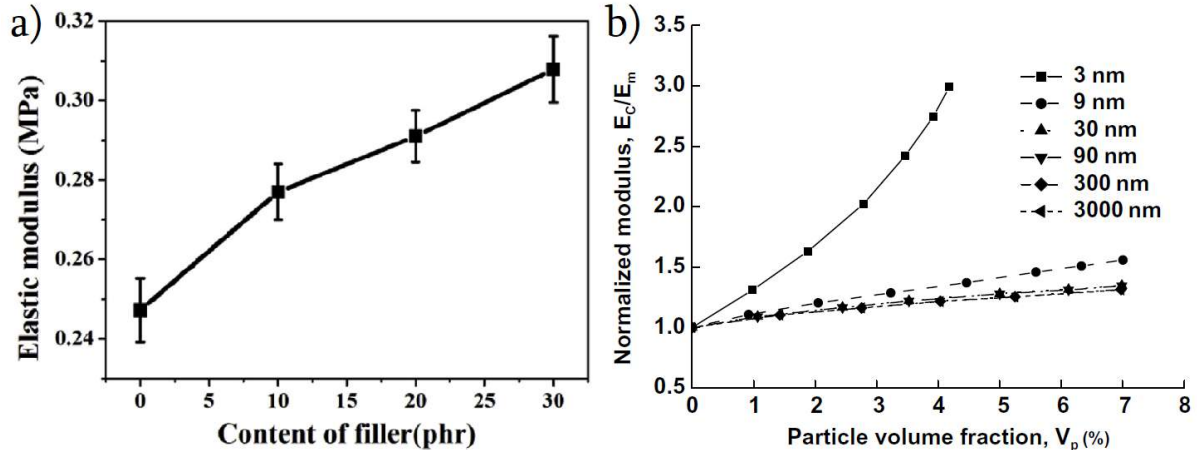


Figura 2.5: Efecto de inclusiones sólidas en el módulo de Young, Y , de MC's. a) Y del compuesto de goma de silicona y titanato de bario [15]. b) Efecto teórico del tamaño y volumen de inclusiones. Se observa que entre 9-3000 nm el aumento de Y sigue una tendencia lineal y, al alcanzar el umbral a los 3 nm, el comportamiento cambia a uno exponencial [30].

Si bien la adición de partículas se efectúa para aumentar ε_r , también implica una variación en el módulo de Young, la que depende principalmente de la naturaleza de las inclusiones. Normalmente las partículas se clasifican en: metálicas, cerámicas y a base de carbono, las que suelen estar en la micro y nanoescala; algunos ejemplos son: polvo de plata, microesferas de níquel, negro de carbón, grafito, SWCNT, MWCNT, TiO_2 y $BaTiO_3$ [12].

Las inclusiones antes mencionadas son mucho más rígidas que el elastómero y, en este caso, el módulo del MC depende principalmente del volumen de partículas. En general, Y aumenta de manera lineal cuando el volumen de inclusiones aumenta, ver la figura 2.5.a, aunque, se ha observado que existe un umbral de tamaño, en que, si las partículas se encuentran bajo cierta escala, la rigidez del MC aumenta a una velocidad mucho mayor, ver la figura 2.5.b [30].

Además del aumento del módulo de Young, la adición de altos volúmenes de partículas ($> 30\%$) termina repercutiendo negativamente en otras propiedades mecánicas de los MC's, debido a que existe una incompatibilidad entre la matriz y la naturaleza inherentemente rígida de las inclusiones. Entre los efectos no deseados, destacan: delaminación, disminución de la extensibilidad y fricción interna que conlleva un aumento de la rigidez [12].

Para el caso de partículas líquidas, ya que se pueden deformar junto al elastómero, los efectos que tienen sobre las propiedades mecánicas son considerablemente menores, sugiriendo ser la mejor opción par ser aplicados en EAP's. De hecho, Eshelby postula que si las inclusiones son fluidos incompresibles, entonces el módulo elástico del MC debe disminuir, mientras que si son rígidas o flexibles, debe aumentar, ver la figura 2.6.a [49]. Para describir dicho fenómeno se utiliza el modelos de Eshelby y ajuste de Style et al., ecuaciones 2.6 y 2.7 respectivamente:

$$E^* = E_m \frac{1 + \frac{2}{3} \left(\frac{E_i}{E_m} \right)}{\left(\frac{2}{3} - \frac{5}{3} \phi \right) \frac{E_i}{E_m} + \left(1 + \frac{5}{3} \phi \right)}, \quad (2.6)$$

$$E_i = E_m \frac{24 \left(\frac{\gamma}{E_m r} \right)}{10 + 9 \left(\frac{\gamma}{E_m r} \right)}, \quad (2.7)$$

donde E^* corresponde al módulo de Young del MC (en este caso se usará E en lugar de Y para el módulo con el fin de mantener la notación del autor), E_m el módulo de la matriz polimérica, E_i el módulo de las inclusiones, ϕ la fracción volumétrica de inclusiones, γ , la tensión superficial, y r , el radio de las partículas [49][50].

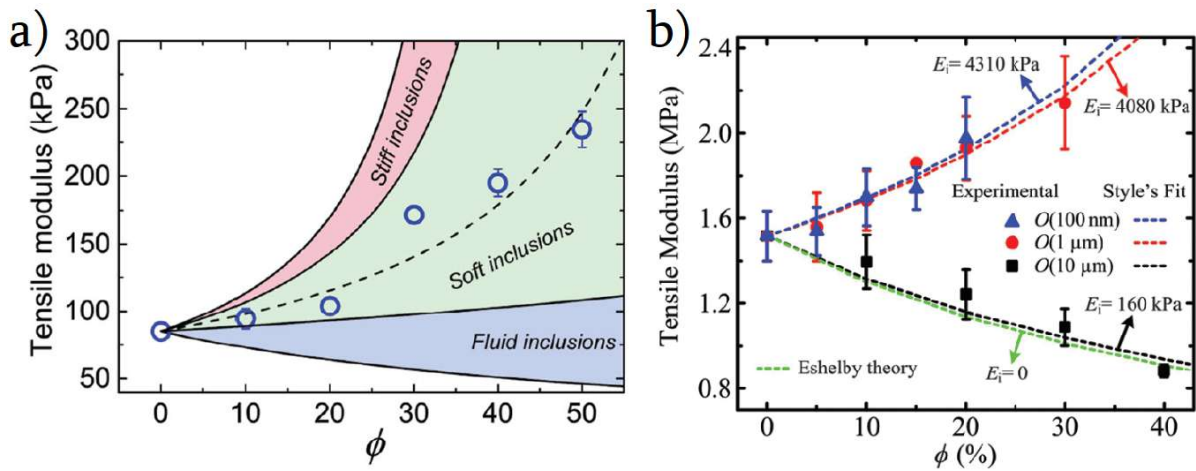


Figura 2.6: Ajustes según los modelos de Eshelby y Style et al. en compósitos elastoméricos con inclusiones líquidas. a) Compósito de Ecoflex 00-30/EGaIn. Se presenta el efecto esperado del volumen y naturaleza de inclusiones [12]. b) Compósito de Sylgard 184/EGaIn [36].

Cabe destacar que los modelos de Eshelby y Style et al. suponen que las inclusiones son incompresibles y no interactuantes entre ellas, por lo que se debe cuidar que a altos valores de ϕ , si las inclusiones no están uniformemente distribuidas, los modelos pueden perder certeza. Sumado a lo anterior, en trabajos más recientes, Style et al. han propuesto que, cuando las inclusiones son lo suficientemente pequeñas, el polímero en la práctica se vuelve más rígido, fenómeno descrito por la ecuación 2.7, donde si r se encuentra en escala cercana a la nanométrica, las inclusiones líquidas se comportan como partículas elásticas [28].

Los modelos de Eshelby y Style et al. son utilizados frecuentemente para prever el comportamiento mecánico de MC's con inclusiones líquidas debido a sus buenos resultados. Ejemplos son los de Bartlett et al. en el sistema Ecoflex 00-30/EGaIn, figura 2.6.a donde se utiliza el modelo de Style et al. [12]; y el de Pan et al. en el sistema PDMS/EGaIn donde se comparan ambos modelos, figura 2.6.b [36].

Un método que se emplea para reducir Y en MC's es la adición de plastificantes, en particular, se suele añadir para compensar el aumento de la rigidez producido por partículas sólidas. Entre los plastificantes más utilizados se encuentra el aceite de silicona [15][37], polietilenglicol [51] y polidimetilsiloxano funcionalizado con cianopropilo [52].

El fenómeno que produce el plastificante es conocido como *swelling*, que consiste en la mezcla de las moléculas de un solvente (plastificante) en la estructura interna del elastómero, lo que provoca un cambio conformacional en las cadenas poliméricas desde un estado en forma de bucle altamente aleatorio, a una forma parcialmente estirada [37]. Sumado a lo anterior, cuando el plastificante se introduce entre las cadenas, produce una separación de las mismas, lo que aumenta el volumen libre y debilita las fuerzas intermoleculares del MC, otorgándole así mayor flexibilidad [15].

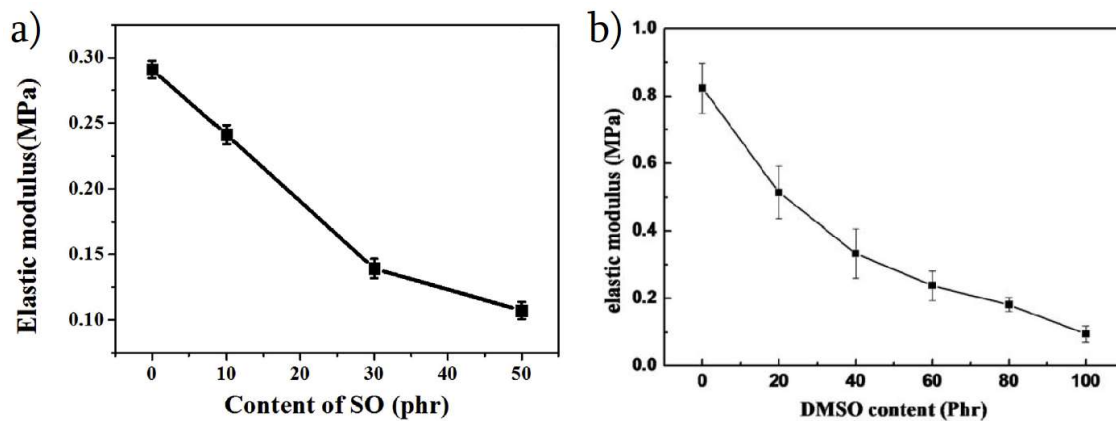


Figura 2.7: Efecto del plastificante sobre el módulo de Young en compósitos elastoméricos con inclusiones sólidas. a) Compósito de goma de silicona y titanato de bario ante concentraciones de hasta 50 phr de aceite de silicona [15]. b) Compósito de polidimetilsiloxano y óxido de titanio ante concentraciones de hasta 100 phr de aceite de dimetil silicona [37].

En las figuras 2.7.a y 2.7.b se presenta el comportamiento del módulo elástico de los MC's fabricados por Yang et al. y Zhao et al. en presencia de aceite de silicona (SO) y aceite de dimetil silicona (DMSO) respectivamente [15][37]. Se observa una tendencia decreciente de las curvas, donde en el caso del PDMS/TiO₂ la adición de 100 phr de plastificante disminuye considerablemente Y hasta casi un octavo de su valor original.

2.1.2.2. Esfuerzo de rotura y extensibilidad máxima

El esfuerzo de rotura, σ_{max} , y extensibilidad máxima o máxima deformación, ε_{max} , son parámetros que a primera vista no parecen relevantes cuando se habla de DEA's, ya que rara vez se lograrán actuaciones que alcancen los límites del elastómero. Aunque, debido a que se ha visto que los DEA's muestran un mejor desempeño cuando son pre-estirados [53], elemento que es analizado posteriormente en la sección 2.3.1, es necesario utilizar materiales que sean capaces de tolerar grandes deformaciones y que tengan la capacidad para volverse rígidos cuando se acercan al punto de fractura, comportamiento que es comúnmente visto en las curvas esfuerzo/deformación de elastómeros [54]. Sumado a lo anterior, los sensores de tracción y/o compresión suelen operar en rangos de deformación de hasta 100 o 200 %, por lo que resulta necesario determinar la extensión máxima que es capaz de soportar, pues, muchas veces ε_{max} restringe las aplicaciones en donde el sensor pueda ser utilizado [55][56][57].

Las siliconas son capaces de grandes deformaciones sin llegar a esfuerzos de rotura extremadamente altas, que se debe principalmente a los enlaces Si-O presentes en su estructura [15]. Las siliconas Ecoflex 00-10, 00-30 y 00-50 poseen $\varepsilon_{max} = 800\% - 900\% - 980\%$, y $\sigma_{max} = 0,8 - 1,4 - 2,2$ MPa [40], aunque se debe considerar que se han registrado valores menores, $\varepsilon_{max} = 570\% - 835\% - 860\%$, y $\sigma_{max} = 0,4 - 1,2 - 1,7$ MPa [25]. Sylgard 184 y 186 corresponden a siliconas más rígidas, con $\varepsilon_{max} = 135 - 560\%$, y $\sigma_{max} = 7,1 - 5,6$ MPa [25]. Por último, los elastómeros de acrílico VHB 4910 que presentan el mayor $\varepsilon_{max} = 1300\%$ y $\sigma_{max} = 0,8$ MPa [58].

Al igual que el módulo de Young, σ_{max} y ε_{max} varían en presencia de inclusiones, siendo los factores dominantes el tamaño de la inclusión, su naturaleza y afinidad hacia la matriz. Cuando se habla de partículas sólidas hay una tendencia a que se pierda tanto ε_{max} como σ_{max} , pues, ante una fuerza externa, las inclusiones no se deforman, pero la matriz circundante sí, generando esfuerzos de corte que pueden llevar a roturas internas; además, si las inclusiones son de gran tamaño, entonces los espacios donde se encuentran las partículas se comportan como “espacios vacíos”, generando puntos débiles en la estructura propiciando fracturas [30][31].

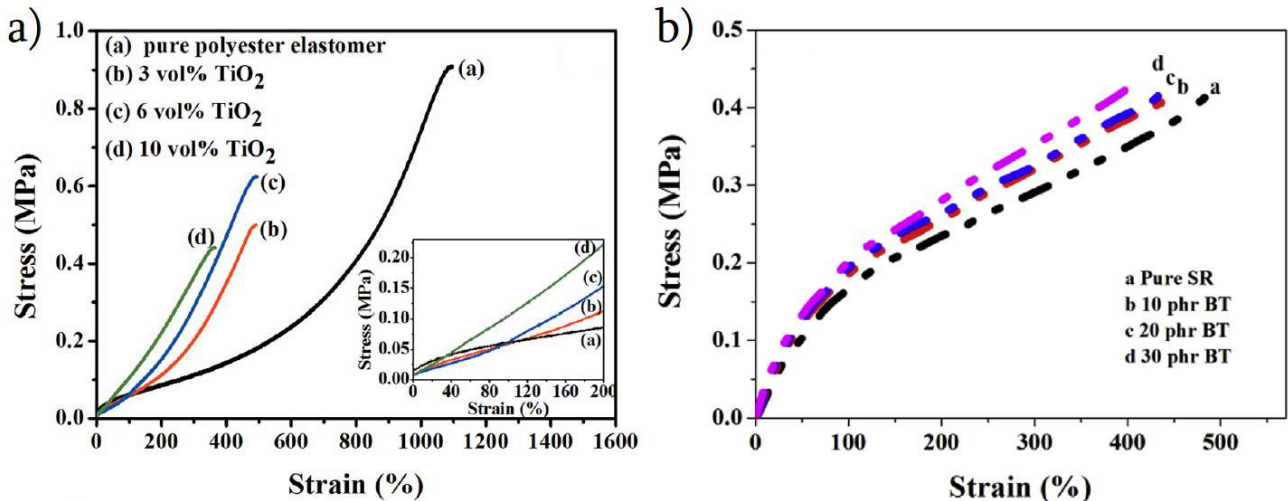


Figura 2.8: Curvas de esfuerzo/deformación de elastómeros con inclusiones sólidas rígidas. a) Efecto de inclusiones de óxido de titanio de 25 nm en un elastómero de poliéster. b) Efecto de inclusiones de titanato de bario de 100 nm en goma de silicona. Se observa una ligera disminución de la máxima deformación y a la vez un aumento en el esfuerzo de rotura [15]

El efecto sobre ε_{max} se ilustra en los MC's fabricados por Yang et al., figuras 2.8.a y 2.8.b, siendo el primero un elastómero de poliéster con inclusiones de TiO_2 y el segundo goma de silicona (SR) con titanato de bario (BT) donde se observa como en ambos casos a mayor volumen de partículas hay un descenso en ε_{max} , aunque en el caso del MC de SR/BT hay un leve aumento de σ_{max} , que se puede deber a que existe una mejor afinidad matriz/inclusión y por ende, favorezca la adhesión interfacial de los elementos [15][24].

En cuanto al tamaño de las inclusiones, se ha observado que mientras más grande es la partícula, mayor es la pérdida de ε_{max} y σ_{max} , aunque al igual que en el caso de Y, existe un umbral de tamaño; se tienen registros de que a tamaños de partícula alrededor de 10 nm, σ_{max} puede aumentar, volviendo al MC más resistente, este fenómeno ocurre debido a que en la escala nanométrica el incremento del área expuesta de las partículas aumenta drásticamente, y por ende, también lo hace la adhesión interfacial que se da entre las partículas y la matriz [30][31].

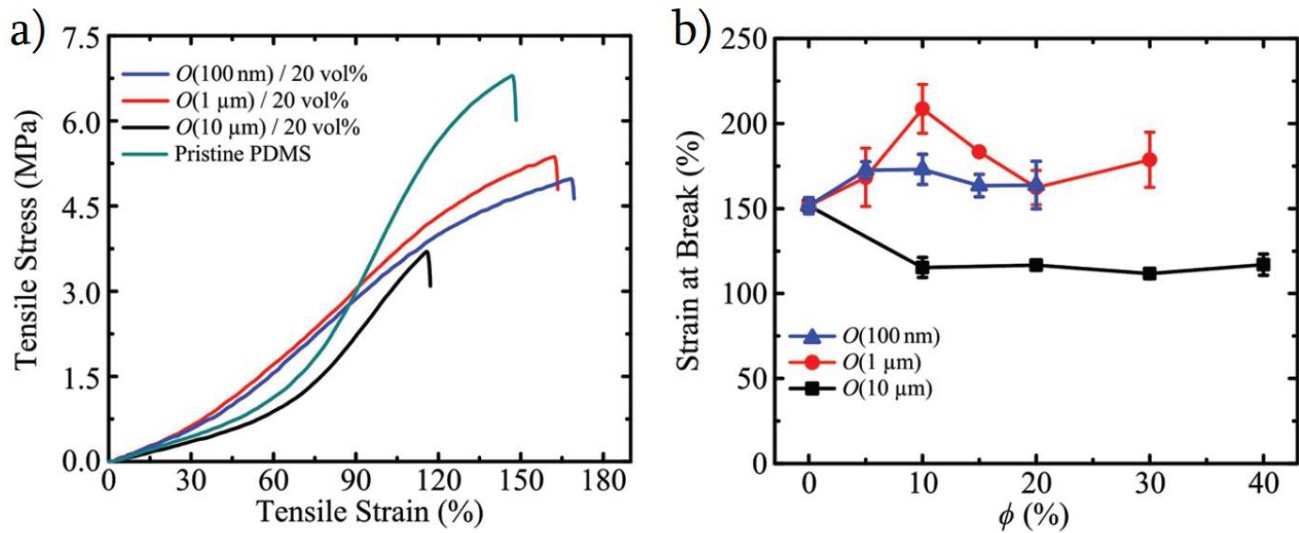


Figura 2.9: Efecto del tamaño y volumen de inclusiones líquidas en compósitos de Sylgard 184/EGaIn. a) Curvas esfuerzo/deformación. Para un 20 % de inclusiones (independiente de su tamaño) hay una reducción clara del esfuerzo de rotura [36]. b) Máxima deformación a distintos tamaños y volúmenes de EGaIn, donde, a tamaños menores se genera un aumento de dicho valor, mientras que a un tamaño de 10 μm , se observa una disminución [36].

En el caso de inclusiones líquidas, estas impactan los MC's de manera menos intuitiva, aunque se sabe que hay una mayor tolerancia a volúmenes altos, ya que se reducen considerablemente los esfuerzos de corte, de forma que el efecto negativo no es tan drástico. También se debe considerar que las inclusiones líquidas poseen casi nula resistencia a la deformación y pueden llevar a un debilitamiento de las fuerzas intermoleculares, por lo que pueden asociarse a una disminución de σ_{max} considerable, ver la figura 2.9.a. En cuanto a ε_{max} , los resultados son variados y se ha registrado que puede llegar a aumentar, disminuir o incluso no cambiar ante variaciones del tamaño y volumen, tal como se observa en la figura 2.9.b. En ambos casos los compósitos corresponden silicona Sylgard 184 e inclusiones líquidas de EGaIn de 100 nm, 1 y 10 μm [12][28][36].

2.2. Electrodo

Cuando se trabaja con polímeros electroactivos (EAP's), ya sean actuadores dieléctricos (DEA's) o sensores capacitivos (DES's), se requiere de un electrodo con las propiedades adecuadas para su aplicación. En el caso de los DEA's, se dice que un electrodo es adecuado cuando cumple al menos tres condiciones: ser lo suficientemente conductor, típicamente sobre los 10^{-6} S/m; debe tener una buena adherencia para evitar deslizamientos y aumentar la vida útil del actuador; y por último, debe poseer un módulo de Young bajo o lo más cercano al del dieléctrico, de forma que no limite la actuación del DEA debido a su rigidez [9][17].

Por otro lado, para el caso de los DES's, ya que normalmente operan a voltajes considerablemente menores que los DEA's, se requieren conductividades, σ , del orden de 10^{-1} S/m o superiores; al igual que en el caso anterior, el electrodo debe poseer una buena adhesión hacia el dieléctrico, con el objetivo de mantener integra la estructura del condensador, ya que en caso de desplazamiento de los electrodos, ocurre un cambio en el área efectiva de polarización; y por último, el electrodo debe tener una extensibilidad máxima cercana a la del dieléctrico, para que no sea una limitante a la hora de sensar [16][39].

Los electrodos aptos para EAP's, se pueden clasificar en tres grandes grupos: el primero conformado por partículas sólidas a base de carbono aplicadas directamente sobre el dieléctrico, como negro de carbón y nanotubos de carbono; el segundo por líquidos conductores, donde se encuentra la grasa conductora y los metales de bajo punto de fusión; y por último están los compósitos (MC's) conductores, donde se utiliza un elastómero como matriz y una partícula o líquido conductor a modo de relleno [9][28][39].

2.2.1. Partículas a base de carbono

Entre los materiales más usados como electrodos en EAP's, debido a su fácil adquisición y buena conductividad, se encuentran el grafito, con una conductividad de $\sigma = 10^6$ S/m [59], el negro de carbón, con conductividad entre $10^2 - 10^3$ S/m [60], y los nanotubos de carbono de pared simple (SWCNT por *single-wall carbon nanotubes*) y de pared múltiple (MWCNT por *multi-wall carbon nanotubes*), con conductividades del orden de $\sigma = 10^6 - 10^7$ S/m [61].

Al ser depositados sobre superficies, dichos materiales permiten fabricar electrodos de grosor menor a $10 \mu\text{m}$, como en los trabajos de Walton et al., donde se utilizó negro de carbón sobre tereftalato de polietileno, que registró una resistencia superficial, $R_s < 1 \text{ k}\Omega/\text{sq}$ [62]. Por otro lado, Peng et al. depositaron SWCNT en poliuretano y se alcanzó $R_s = 100 \text{ k}\Omega/\text{sq}$ [63], y de forma análoga, Horii et al. depositaron SWCNT en poli(estireno-b-butadieno-b-estireno) obteniendo así $R_s = 4,6 \text{ k}\Omega/\text{sq}$ [64].

Otros materiales a base de carbono utilizados, son el grafeno, que al encontrarse en monocapa, puede alcanzar una conductividad de hasta $\sigma = 1,48 \cdot 10^6$ S/m [65] y, el óxido de grafeno (GO por *graphene oxide*), que a pesar de tener una conductividad considerablemente menor, que viene dada por la fabricación, es muchas veces empleado con otras partículas conductoras, como en el trabajo de Liang et al., donde se fabricó una red de nanocables de plata con GO, que al ser depositada sobre una lámina de tereftalato de polietileno, registró $R_s = 14 \Omega/\text{sq}$ [66].

Las principales ventajas de las partículas de carbono, es que son de fácil aplicación, por lo que se utilizan para realizar ensayos en nuevas configuraciones y como relleno en MC's, además de que prácticamente no afectan la flexibilidad del EAP al tratarse de capas de escala micrométrica [9].

En contraparte, una de las mayores desventajas, es que poseen una baja vida útil, ya que ante cualquier interacción del electrodo con una superficie, se producen pérdidas [67].

A pesar de lo anterior, en EAP's donde los electrodos están completamente encapsulados [68][69][70], sí es factible el uso de dichos materiales como electrodos definitivo [9]. Por último, se debe considerar el caso particular de los DEA's, donde una aplicación heterogénea de partículas puede llevar a una concentración localizada de los campos eléctricos y, por lo tanto, que se induzca una reducción considerable de la resistencia dieléctrica [71].

2.2.2. Líquidos conductores

Dentro de los líquidos conductores, la grasa de carbono, compuesta por negro de carbón disperso en una solución orgánica, ha dominado el escenario de los EAP's, en particular de los DEA's, ya que posee una buena conductividad, siendo $\sigma = 1 - 10$ S/m, además de poseer casi nula resistencia mecánica, por lo que no limita la actuación [72][73].

Otros materiales que están ganando popularidad en los últimos años en *soft robots* [74][75], son los metales de bajo punto de fusión, en particular las mezclas eutécticas de galio, tales como EGaIn (galio 75 % e indio 25 % p/p) [18], y EGaInSn (galio 68,5 %, indio 21,5 % y estaño 10 %) [19], pues, se encuentran en estado líquido a temperatura ambiente, no son tóxicos y forman una capa de óxido al contacto con el aire, la que funciona como barrera protectora [76].

En cuanto a la conductividad del EGaIn, corresponde a $\sigma = 3,4 \cdot 10^6$ S/m, mientras que la de EGaInSn es $\sigma = 3,8 \cdot 10^6$ S/m, valores comparables a la de metales rígidos convencionales utilizados en circuitos, como cobre, con $\sigma = 5,96 \cdot 10^7$ S/m, plata, $\sigma = 6,3 \cdot 10^7$ S/m y oro, $\sigma = 4,55 \cdot 10^7$ S/m [19][76].

Cabe destacar que la grasa de carbono y metales líquidos poseen un alto potencial para ser utilizados en EAP's, pero debido a que son materiales de difícil manipulación, sumado a que una vez se adhieren al dieléctrico, no se puede retirar, resultan siendo poco prácticos [36][76][77].

2.2.3. Compósitos conductores

Una forma de solventar la inestabilidad estructural de los electrodos antes presentados, ya sean partículas sólidas o líquidas, es utilizarlos en conjunto a una matriz, generalmente silicona, para así desarrollar MC's conductores elásticos [77].

Un ejemplo de esto es propuesto por Bozlar et al., que fabricaron electrodos de PDMS entrecruzado con 3 % p/p de negro de carbón de conductividad $\sigma = 38$ S/m. La conductividad del MC obtenido fue de $\sigma = 0,1 \cdot 10^{-3}$ S/m en un rango de 0 a 100 % de deformación, el módulo de Young fue de $Y = 910$ kPa y su máxima deformación antes del fallo fue del 148 % [17]. Ma et al., por otro lado utilizan una combinación de siliconas, Ecoflex 00-20 y Elastosil RT 625, con negro de carbón, alcanzando una conductividad de $\sigma = 0,1404$ S/cm con 25 % de partículas [78].

Para el caso de los nanotubos de carbono, se necesitan bajas concentraciones, pues, debido a su alta área superficial, aumentan considerablemente el módulo de Young del MC, además de reducir su extensibilidad máxima. Se ha reportado que en sistemas de resina o silicona y nanotubos de carbono de pared múltiple, la percolación eléctrica se alcanza a volúmenes en torno a 0,5 - 2,5 % [79][80]. Algunos ejemplos son los compósitos fabricados por Chhetry et al., donde se utilizó silicona Sylgard 184 con 0,5 % de MWCNT, aplicado para sensores de presión [81], y el de Underhill y Michalchuk, en que el compósito de silicona HS-IV y 1,7 % de SWCNT, se empleó como electrodo para DEA's [82].

Como se mencionó en la sección 2.1.2, las inclusiones líquidas permiten modificar propiedades eléctricas sin empeorar las mecánicas, razón por la que son consideradas la mejor opción a la hora de fabricar un compósito conductor para EAP's; a pesar de lo anterior, existen pocos MC's conductores que utilicen este tipo de inclusiones. En el caso particular del EGaIn, esto se debe a que las inclusiones por sí solas producen compósitos de baja conductividad, razón por la que se deben usar concentraciones altas, o en su defecto, se añaden otras partículas de carbono para mejorar la conductividad [83].

En el trabajo de Tutika et al. se ilustra lo anterior, donde se utilizó un 60 % de EGaIn en una matriz de estireno-isopreno-estireno y polibutadieno, como resultado, el MC obtuvo una conductividad de $\sigma = 1,5 \cdot 10^4$ S/m, un módulo de Young de $Y = 500$ kPa y extensibilidad máxima de $\varepsilon_{max} = 1000$ %, además, cabe destacar que se realizaron ensayos utilizando el MC como parte de un circuito eléctrico y como sensor [84]. Otro ejemplo del uso de metal líquido es presentado por Saborio et al., donde se fabricó un MC con silicona Sylgard 184, inclusiones de EGaIn y grafeno. Se varió la cantidad de EGaIn desde 20 a 50 %, y de grafeno entre 0,6 y 3 %, con lo que se obtuvo una conductividad de $\sigma = 8,5 - 39 \cdot 10^2$ S/m, $Y = 0,9 - 1,15$ MPa, $\varepsilon_{max} = 60 - 110$ % y esfuerzo de rotura, σ_{max} , entre 0,66 y 1,1 MPa [83].

Por otro lado y de manera poco convencional, Nicolau-Kuklińska et al. fabrican MC's conductores con grasa de carbono en lugar de metal líquido como relleno, para ser aplicados en EAP's. Se fabrican una serie de MC's con silicona Sylgard 184, donde se varía el contenido de grasa de carbono en 0, 10 y 20 % y el de MWCNT entre 0, 1, 2 y 3 %. Finalmente se escoge el MC con 20 % de grasa y 2 % de MWCNT debido a que otorga la mejor conductividad sin sacrificar considerablemente las propiedades mecánicas. Dicho MC obtuvo una conductividad de $\sigma = 5$ S/m, $Y = 130$ kPa, $\varepsilon_{max} = 285$ % y $\sigma_{max} = 310$ kPa [85].

En cuanto a formas para prever y cuantificar la mejora de la conductividad en los MC's, se utilizan modelos que simulan el fenómeno de percolación. Entre los más comunes está el de percolación estadístico, termodinámico, geométrico y orientado a la estructura [86]. Pero, uno de los más empleados es el de percolación estadístico simplificado de Kirkpatrick y Zallen, que viene dado por la ecuación 2.8:

$$\sigma = \sigma_r(V - V_c)^t, \quad V > V_c, \quad (2.8)$$

donde σ_r es la conductividad de las inclusiones, V la fracción volumétrica de las partículas, V_c el volumen de percolación, y t un factor de ajuste que corresponde a la dimensionalidad del sistema, que depende de la geometría de la red de inclusiones [86][87].

Aunque, ya que dicho modelo solo prevé la conductividad después del volumen de percolación, $V > V_c$, se han postulado ajustes para la conductividad antes de alcanzar la percolación, $V < V_c$, siendo el modelo análogo, ecuación 2.9:

$$\sigma = \sigma_0 \left(\frac{V_c - V}{V_c} \right)^{-q}, \quad V < V_c, \quad (2.9)$$

pero se redefine σ_0 como la conductividad de la matriz sin inclusiones y $-q$ como el nuevo factor de dimensionalidad [88][89].

2.3. Actuadores de elastómeros dieléctricos

Para poder entender a cabalidad el funcionamiento de los actuadores de elastómeros dieléctricos (DEA's), primero se introducirán ciertos conceptos clave, como los mecanismos por los que fallan los DEA's y el rol del pre-estiramiento en la actuación, para luego finalizar con las configuraciones más utilizadas, sus actuaciones y las aplicaciones que se les puede llegar a dar a los DEA's.

2.3.1. Fallos en la actuación y pre-estiramiento

Deformar un elastómero mediante fuerza mecánica es simple, pero utilizar una diferencia de voltaje como fuente de energía tiene sus limitaciones y, existen dos fenómenos principales que explican por qué un DEA puede presentar fallos en su actuación: el colapso dieléctrico o *electrical/dielectric breakdown* y la inestabilidad electromecánica [90].

2.3.1.1. Colapso dieléctrico e inestabilidad electromecánica

En primer lugar se encuentra el colapso dieléctrico, que corresponde al proceso que ocurre cuando un material aislante es llevado a su voltaje de ruptura (*breakdown voltage*), es decir, al voltaje tal que el material se vuelve conductor [38]. En segundo lugar está la inestabilidad electromecánica, fenómeno que ocurre cuando se genera una retroalimentación entre la reducción del grosor del DEA y el campo eléctrico. Esto ocurre ya que cuando se aplica voltaje a un DEA, el elastómero reduce su grosor, lo que causa que el voltaje induzca un mayor campo eléctrico y, por ende, se reduzca aún más el grosor del actuador; dicha retroalimentación finalmente lleva a una compresión abrupta del elastómero, que además suele venir acompañado de un colapso dieléctrico [90][91].

Si bien se analizan de manera experimental las variables que afectan al colapso dieléctrico e inestabilidad electromecánica [92][93][94], existen modelos que cuantifican sus comportamientos [13][90][95]. Dichos modelos consideran al elastómero como un material hiperelástico representado a través de un modelo constitutivo para materiales elásticos ideales, donde su relación esfuerzo-deformación proviene de una función de densidad de energía, W [96]. Además, la energía libre de Helmholtz, Ψ , describe la energía de deformación almacenada, por lo que se relaciona con la función de densidad de energía según la expresión $W = \Psi / (L_1 \lambda_1 L_2 \lambda_2 H \lambda_3)$, siendo L_1 el largo, L_2 el ancho, H el grosor del elastómero, y λ_i los factores de deformación de cada dimensión [13][97].

Para modelar y analizar la inestabilidad electromecánica se hace uso de curvas de voltaje/deformación, $\Phi(\lambda)$, las que se obtienen calculando los máximos y mínimos de Ψ . Dichos máximos y mínimos corresponden a las funciones/ecuaciones de equilibrio que describen el comportamiento del DEA e indican las zonas de inestabilidad [13][90].

La función $\Phi(\lambda)$, ver la figura 2.10, generalmente no es monótona, de hecho, esto solo ocurre a pequeñas deformaciones, $\lambda \in [1, \lambda_c]$, siendo λ_c la deformación crítica y punto de inflexión de la curva. Si se aumenta Φ y se supera λ_c , producto del valle entre $\lambda \in [\lambda_c, \lambda_{lim}]$ ocurre un “salto” en la función (representado por la flecha roja discontinua), donde el material reduce su grosor drástica y casi instantáneamente, dicho salto es donde ocurre la inestabilidad electromecánica, y que, en caso de superarse, entonces las limitantes en la actuación vienen dadas por un posible colapso dieléctrico, o que se alcance la máxima deformación propia del elastómero; dicho valor límite se representa por λ_{lim} [90].

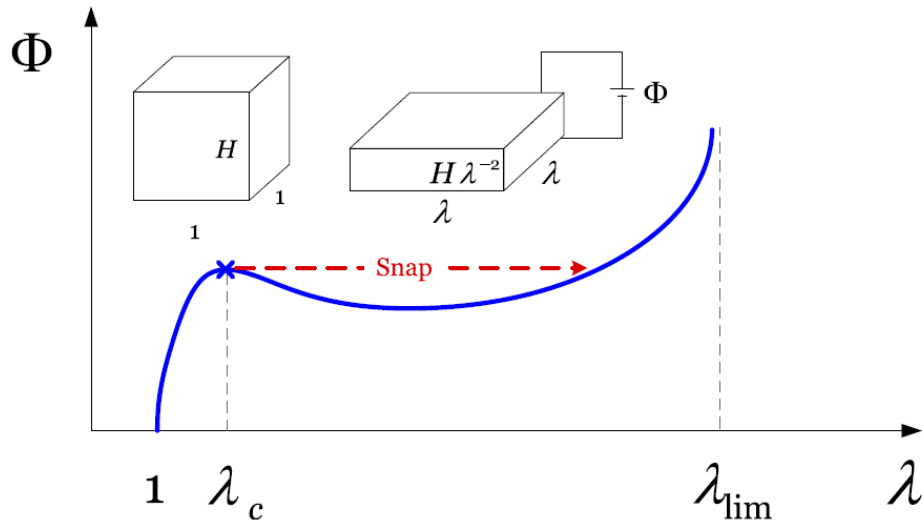


Figura 2.10: En azul se muestra la curva voltaje/deformación, $\Phi(\lambda)$, de un DEA estándar. En rojo se indica la zona en que ocurre la inestabilidad electromecánica. H = altura del cubo. λ = factor de deformación [95].

De forma análoga a las funciones $\Phi(\lambda)$ para la inestabilidad electromecánica, se puede analizar el colapso dieléctrico modelándolo como una función $\Phi_B(\lambda)$, que indica el voltaje crítico al que ocurre el colapso, que según evidencia experimental es monótonamente decreciente y, en función de en que zona se intersecten ambas curvas se pueden distinguir tres tipos de actuadores [98].

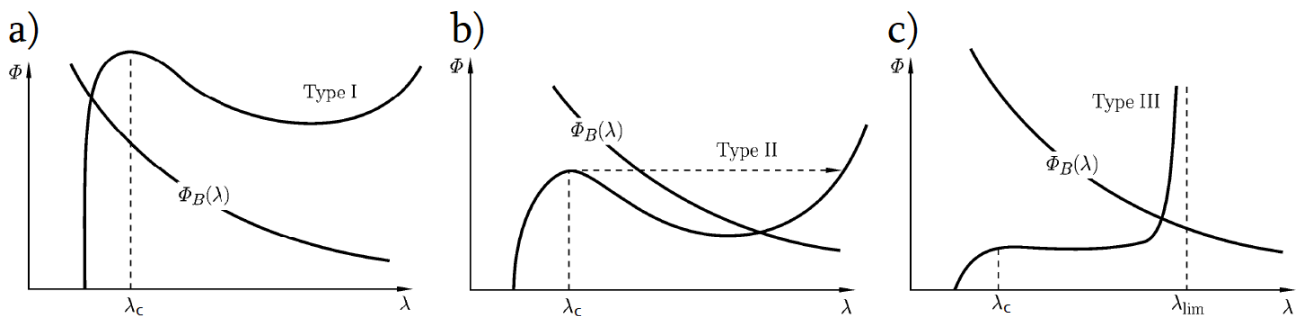


Figura 2.11: Tipos de comportamiento de un DEA según sus curvas de voltaje/deformación, $\Phi(\lambda)$, y voltaje crítico/deformación $\Phi_B(\lambda)$. a) Tipo I, donde el DEA presenta bajas actuaciones. b) Tipo II, el DEA es capaz de alcanzar una deformación máxima de λ_c . c) Tipo III, donde se muestra un DEA ideal que tiene una curva $\Phi(\lambda)$ monótonamente creciente, por lo que es capaz de lograr grandes deformaciones. Editado de [90].

El tipo I, figura 2.11.a, corresponde a actuadores donde el colapso dieléctrico ocurre antes que la inestabilidad electromecánica y, por ende, solo alcanzan bajas deformaciones, del orden de 1 a 10 % [90][91]. Comúnmente las siliconas pertenecen a este grupo, como Ecoflex y Sylgard [13].

Los tipo II, figura 2.11.b, son los actuadores que donde una vez ocurre la inestabilidad electromecánica, la reducción drástica del grosor favorece el colapso dieléctrico, de ahí que la intersección entre $\Phi(\lambda)$ y $\Phi_B(\lambda)$ ocurra en torno al mínimo local; este tipo de actuadores tienen como límite de actuación λ_c , ya que de superarse ocurre la inestabilidad electromecánica [90][91]. Uno de los materiales más utilizados en DEA's debido a que presenta este comportamiento es el VHB [13].

Y por último, el escenario ideal, donde el actuador elimina la inestabilidad electromecánica, ya que su función $\Phi(\lambda)$ es como la presentada en la figura 2.11.c, o sea, no existe o es despreciable el punto de inflexión y, además, el colapso dieléctrico se alcanza cerca de la deformación límite; este tipo de actuador es capaz de alcanzar grandes deformaciones, del orden de 100 - 400 % [90][91].

A pesar de lo anterior, se ha registrado que bajo cierta condición de tensión mecánica, llamada pre-estiramiento, se puede llevar a que siliconas se comporten como un tipo II, y que elastómeros tipo II como uno tipo III. En particular, ya que siempre se buscan mayores actuaciones, a la vez que estables, se prioriza obtener elastómero con curvas tipo III > tipo II > tipo I [13].

2.3.1.2. Pre-estiramiento

El pre-estiramiento de un DEA corresponde a un estado de tensión mecánica que se impone sobre el elastómero previo a la aplicación del voltaje. Dicho estado se utiliza para reducir el máximo local λ_c de la función $\Phi(\lambda)$, lo que retarda o elimina la inestabilidad electromecánica, sumado a lo anterior, el pre-estiramiento reduce el grosor del DEA, por lo que se reduce el voltaje necesario, permitiendo así, por ambos efectos que se logren mayores deformaciones [13][95].

Comúnmente se emplean tres tipos de pre-estiramientos: equibiaxial, biaxial y uniaxial, los que se diferencian entre sí por su factor de pre-estiramiento, λ_{pre} . Para analizar el efecto de las tensiones aplicadas en un elastómero se considera un paralelepípedo de dimensiones L_1 , L_2 y L_3 , figura 2.12.a, y además se supone que dicho material es incompresible [99].

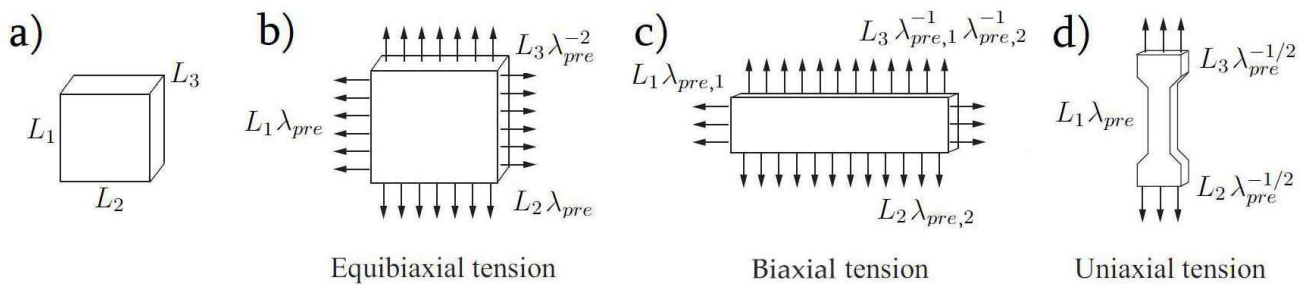


Figura 2.12: Tipos de pre-estiramiento empleados en DEA's, donde se considera que el dieléctrico se comporta como un material incompresible. a) Cubo de largo L_1 , ancho L_2 y grosor L_3 . b) Pre-estiramiento equibiaxial de factor λ_{pre} , se aplican tensiones de igual magnitud en todos los ejes. c) Pre-estiramiento biaxial, de factores $\lambda_{pre,1}$ y $\lambda_{pre,2}$, distintos entre sí. d) Pre-estiramiento uniaxial de factor λ_{pre} , se emplea una tensión en un solo eje, lo que resulta en la contracción del grosor y ancho. Editado de [99].

En el caso equibiaxial, la tensión se aplica uniformemente en torno al elastómero, en particular si se consideran dos ejes, como en la figura 2.12.b, entonces el factor de deformación horizontal y vertical corresponde cada uno a λ_{pre} , mientras que la disminución del grosor ocurre en λ_{pre}^{-2} . Para el caso del pre-estiramiento biaxial, 2.12.c, la deformación varía entre los ejes horizontal y vertical en factores $\lambda_{pre,1}$ y $\lambda_{pre,2}$, siendo distintos entre sí, por lo tanto, la reducción del espesor es de $\lambda_{pre,1}^{-1} \cdot \lambda_{pre,2}^{-1}$. Finalmente, para el caso del pre-estiramiento uniaxial, figura 2.12.d, se emplea una tensión en un solo eje, lo que deforma el elastómero en un factor λ_{pre} en el mismo eje de la tensión, resultando simultáneamente en la contracción tanto del grosor como ancho del elastómero en $\lambda_{pre}^{-1/2}$ cada uno [99][100].

La notación empleada para los distintos tipos de pre-estiramientos suele variar según el autor, pero resulta conveniente establecer un estándar: para el caso equibiaxial, $\lambda_{pre} = \lambda_r$, aludiendo al radio en coordenadas cilíndricas, ya que el pre-estiramiento es constante en todas las direcciones de la muestra; para el pre-estiramiento biaxial, $\lambda_{pre,1} = \lambda_y$ para denotar el factor vertical y $\lambda_{pre,2} = \lambda_x$ para el horizontal; y por último, en el caso uniaxial, $\lambda_{pre} = \lambda_y$, haciendo referencia a que la tensión solo se da en un eje, siendo generalmente el vertical [53][99].

Ahora bien, para determinar cuanto debe ser el mínimo factor de pre-estiramiento, λ_{pre}^* , tal que se elimine completamente la inestabilidad electromecánica, se deben tener en cuenta dos elementos principales: el tipo de pre-estiramiento y el elastómero a utilizar.

Considerando en primer lugar el tipo de pre-estiramiento, si se tienen películas de un mismo grosor inicial y cada uno es sometido a un pre-estiramiento λ_{pre}^* hasta que su curva $\Phi(\lambda)$ sea monótona, entonces siempre se cumplirá que $\lambda_{pre}^{equibiaxial} < \lambda_{pre}^{uniaxial}$, mientras que para el caso biaxial, existe una dependencia entre ambos factores, pero se suele dar que el mayor de ellos se encuentre entre el equibiaxial y uniaxial [53].

De todas formas, se deben tener en cuenta ciertos comportamientos en los modos de pre-estiramiento, como en el equibiaxial, donde mayores λ_{pre} solo producirán que el dieléctrico se vuelva más rígido, pero a la vez más delgado, lo que hará que se requieran voltajes similares para lograr la misma actuación, es decir, no por pre-estirar más, se obtendrán mejores actuaciones [53][100]. Por otro lado, ya que en el pre-estiramientos biaxial uno de los factores es mayor que el otro, por ejemplo, $\lambda_x < \lambda_y$, el elastómero se vuelve más rígido en el eje y , reduciendo la actuación del mismo eje, pero conserva mayor flexibilidad en la dirección perpendicular, eje x , que es donde termina ocurriendo la mayor actuación, por lo tanto, con un pre-estiramiento biaxial se obtienen actuaciones anisotrópicas. Ocurre una situación análoga en el caso uniaxial, pues, es un caso extremo del biaxial, donde uno de los λ_{pre} es inexistente [53].

Por último y como se mencionó anteriormente, cada dieléctrico posee sus factores de pre-estiramiento óptimos, los que vienen dados por las características mecánicas del elastómero, como su extensibilidad máxima, módulo de Young, entre otros. Por ejemplo, el elastómero de acrílico VHB 4910 posee un factor de $\lambda_{pre}^* = 2,5$ ante un pre-estiramiento equibiaxial [101], mientras que la silicona Sylgard 186 requiere de $\lambda_{pre}^* = 1,5$, un factor considerablemente menor para el mismo tipo de pre-estiramiento, aunque para el caso uniaxial, el valor asciende hasta $\lambda_{pre}^* = 2,75$ [53].

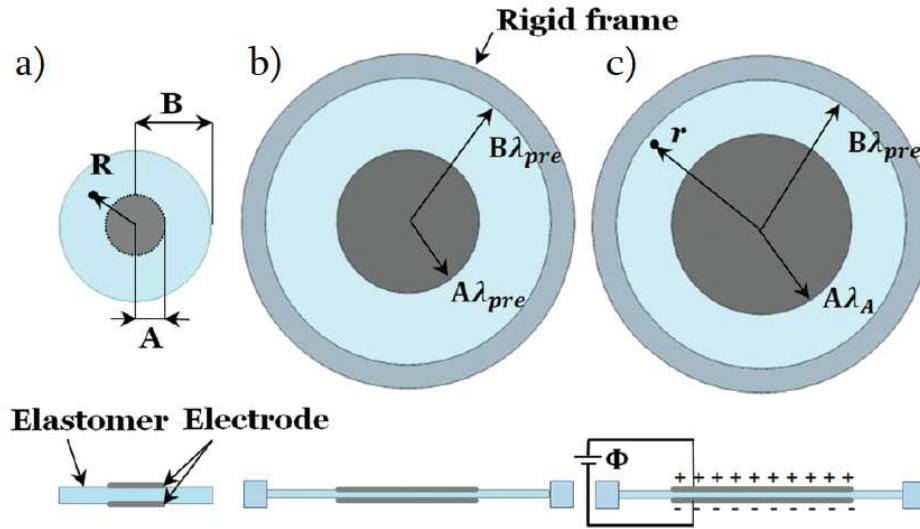


Figura 2.13: Configuración de un DEA sometido a un pre-estiramiento equibiaxial o radial. a) Estado de reposo del DEA. b) Mediante un marco rígido tanto la sección pasiva (celeste), como la activa (gris) se pre-estiran en un factor λ_{pre} . c) Al aplicar un voltaje, Φ , la zona activa aumenta su radio en un factor λ_A [102].

En cuanto a vías para pre-estirar los DEA's, la forma convencional es mediante un soporte rígido donde se fijan los extremos del elastómero, tal como se muestra en la figura 2.13. Este método es el más utilizado, ya que permite un alto control sobre el grado de pre-estiramiento y la configuración es de fácil implementación, aunque se debe considerar que la tensión aplicada es variable, pues, a medida que la zona activa (gris) aumenta su área, se ejerce una fuerza en sentido opuesto a la del pre-estiramiento [13][103].

Otra vía para pre-estirar requiere de una “carga muerta”, es decir, un objeto colgante que por acción de su propio peso deforma el DEA, figura 2.14, se suele emplear para pre-estiramientos uniaxiales y permite que la tensión sobre el elastómero sea de magnitud invariable, aunque, por otro lado limita las aplicaciones de los actuadores, ya que necesita elementos extra en la configuración que pueden no ajustarse a la aplicación. Por dichas razones es un método poco empleado y suele ser exclusivamente utilizado para desplazar cargas verticalmente [13].

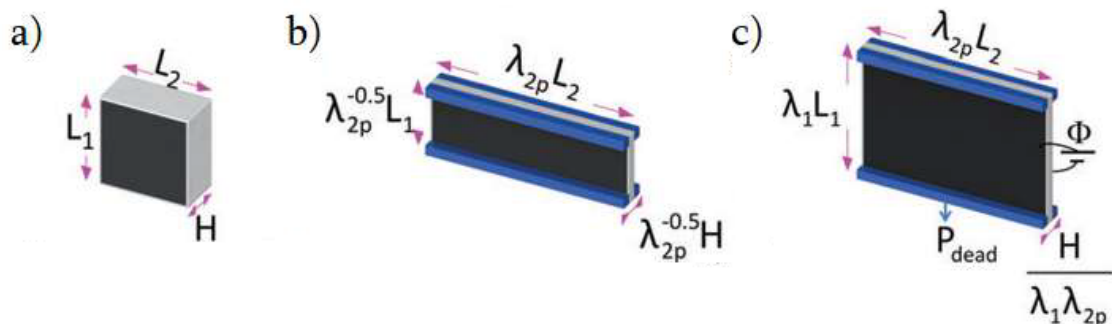


Figura 2.14: Configuración de un DEA sometido a un pre-estiramiento horizontal por marco rígido y una carga muerta vertical. a) Estado de reposo del DEA. b) Mediante dos pinzas se pre-estira el elastómero en la dirección de L_2 . c) La adición de una carga muerta (P_{dead}) induce un pre-estiramiento vertical en L_1 y al aplicar un voltaje Φ , desciende la masa [104].

2.3.1.3. Pérdida de tensión

Cuando se pre-estira un DEA, puede ocurrir un fenómeno llamado pérdida de tensión, que corresponde a una pérdida parcial a total del pre-estiramiento producto de la misma actuación. Dicho fenómeno, se ha visto que puede estar influenciado por el modo de pre-estiramiento, el factor λ_{pre} y la razón B/A, siendo el último elemento la razón entre el área del dieléctrico y la zona cubierta con electrodo, ver la figura 2.13 [13].

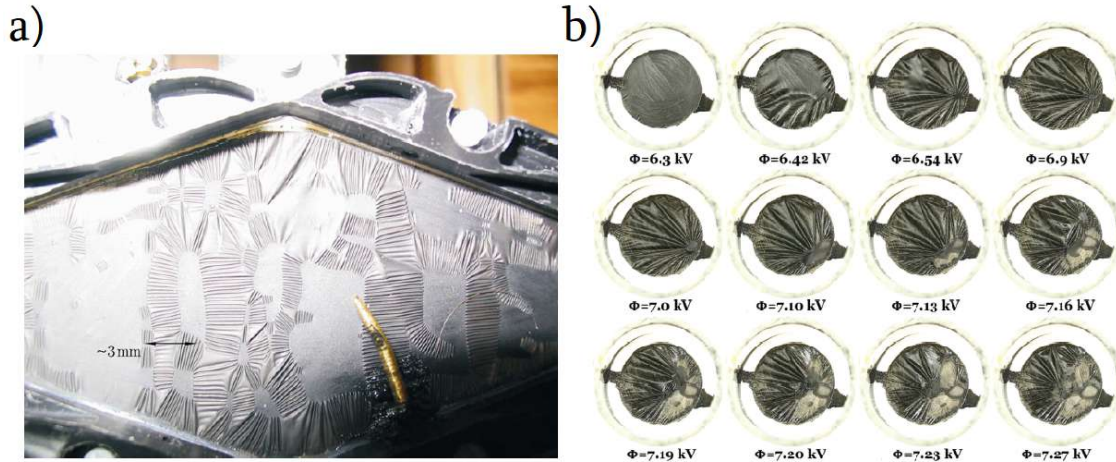


Figura 2.15: Pérdida de tensión en elastómeros de VHB pre-estirados equibiaxialmente. a) Producto de la pérdida de tensión, se forman estructuras con forma de bucles paralelos en la superficie del DEA [90]. b) Evolución de la pérdida de tensión en un DEA con $\lambda_{pre} = 2$ y $B/A = 2$. A partir de los 6,42 kV se observa la aparición de arrugas en la superficie [102].

Cuando la pérdida de tensión ocurre a niveles extremos, en el DEA comienzan a formarse surcos, tal como se muestra en la figura 2.15. Dicha situación se produce debido a una superposición de estados de la curva $\Phi(\lambda)$ a lo largo del elastómero, siendo unas zonas más delgadas pero con mayor área superficial, más a la derecha en $\Phi(\lambda)$, y otras más gruesas pero con menor área, más a la izquierda en $\Phi(\lambda)$, generando así la apariencia arrugada [90][102].

2.3.2. Actuación y configuraciones

Uno de los objetivos principales de cualquier DEA es que tenga un buen desempeño, que según su función, puede ser lograr grandes actuaciones o requerir bajos voltajes de operación. Además, con el pasar de los años se encuentran más formas de aprovechar la actuación de un DEA, por lo que resulta útil clasificarlos según su configuración para poder compararlos bajo una escala objetiva. Una clasificación básica comprende: actuadores planos, contráctiles multicapa y plegables [1][13].

2.3.2.1. Actuadores planos

Los actuadores planos consisten en películas de dieléctricos con un grosor generalmente desde 0,1 a 1 mm a los que se les aplican electrodos por ambas caras. Además, en caso de ser necesario, se puede pre-estirar el elastómero con la ayuda de un soporte rígido o una carga muerta. También existen actuadores que se clasifican en esta categoría a pesar de consistir en varias capas de elastómeros, ya que se comportan como un solo dieléctrico al no haber electrodos de por medio [1].

Estos actuadores se caracterizan por intercalar dieléctricos de alta y baja constante dieléctrica, ϵ_r , donde los de alta ϵ_r permiten una mayor polarización, pero a costo de una menor resistencia dieléctrica, por lo que se encuentran en el centro; mientras que los de baja ϵ_r se polarizan menos pero poseen una resistencia dieléctrica considerablemente mayor, por lo que se encuentran en los extremos y, por ende, son los que mantienen el contacto con los electrodos. En la figura 2.16 se ilustra un actuador plano de tres capas [73].

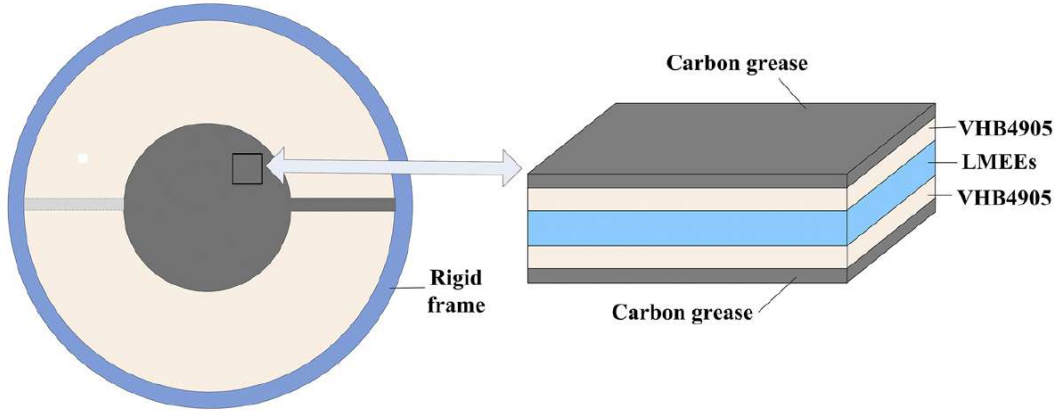


Figura 2.16: Vista superior y un corte transversal del actuador. Se observa que el dieléctrico consiste en dos capas exteriores de un elastómero de acrílico (VHB 4905) de baja constante dieléctrica que está en contacto con los electrodos (grasa de carbono), mientras que el elastómero central es un compuesto de silicona/metal líquido (Ecoflex/EGaInSn) de mayor constante dieléctrica [73].

Tabla 2.1: Resumen de índices de actuación de DEA's planos: actuación lineal y en área. Además se presenta el material del dieléctrico y factor de pre-estiramiento, λ .

Índice de actuación	Dieléctrico	Pre-estiramiento	Referencia
Área 12 %	Poly/TiO ₂ ^a	$\lambda_r = 1$	[24]
Área 22 %	110-2/BaTiO ₃ ^b	$\lambda_r = 1$	[15]
Área 13 %	110-2/BaTiO ₃ /SO ^c	$\lambda_r = 1$	[15]
Área 18 %	PDMS/TiO ₂ /DMSO ^d	$\lambda_r = 1$	[37]
Lineal 38 %	Sylgard 186	$\lambda_x = 1,2 \mid \lambda_y = 2,7$	[105]
Área 20 %	E30-E30/MWCNT ^e	$\lambda_r = 1$	[106]
Área 92 %	VHB-E30/EGaInSn ^f	$\lambda_r = 3$	[73]
Lineal 50 %	VHB 4905	$\lambda_r = 3$	[107]
Lineal 50 %	VHB 4905	$\lambda_x = 3 \mid \lambda_y = 1,24$	[108]
Lineal 90 %	VHB 4910	$\lambda_x = 2,4 \mid \lambda_y = 4$	[109]
Lineal 503 %	VHB 4905	$\lambda_x = 6 \mid m_y = 131,6 \text{ g}$	[104]

^a Elastómero de poliéster con inclusiones de TiO₂.

^b Silicona de metilvinilo tipo 110-2 con inclusiones de titanato BaTiO₃.

^c Silicona de metilvinilo tipo 110-2 con inclusiones de BaTiO₃ y plastificante de aceite de silicona.

^d Polidimetilsiloxano con inclusiones de óxido de titanio y plastificante de aceite de dimetil silicona.

^e 6 capas intercaladas de Ecoflex 00-30 con 5 de MC de Ecoflex 00-30/MWCNT.

^f 2 capas intercaladas de VHB 4905 con 1 de MC de Ecoflex 00-30/EGaInSn.

En la tabla 2.1 se presenta una variedad de actuadores planos junto a sus factores de pre-estiramiento, entre los dieléctricos empleados se encuentran tanto elastómeros comerciales de silicona y acrílico, así como MC's con inclusiones sólidas y líquidas. Los índices de actuación para este tipo de actuadores suelen ser la expansión en un eje, que se le denomina actuación lineal; y el aumento del área superficial, que se le llama actuación en área.

2.3.2.2. Actuadores contráctiles multicapa

Los actuadores contráctiles multicapa consisten en actuadores planos, pero acoplados uno sobre otro, donde se intercalan electrodos y dieléctricos n veces, siendo n el número de capas. A diferencia de los actuadores planos convencionales, donde se aprovecha la expansión superficial del DEA, en el caso de los contráctiles se aprovecha la reducción del grosor del dieléctrico, figura 2.17.a, razón por la que se deben acoplar una alta cantidad de *films* para lograr contracciones considerables [9].

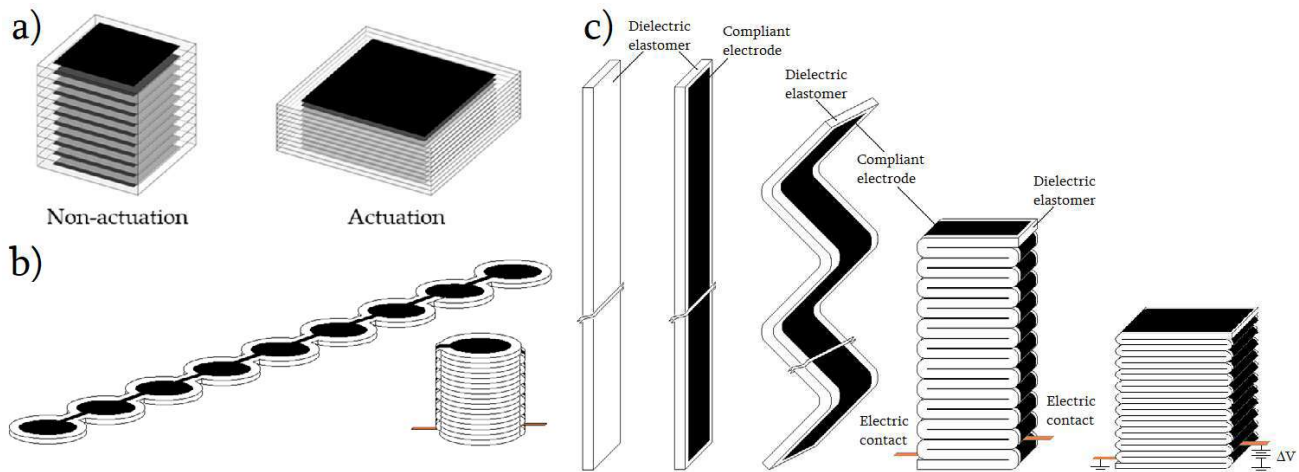


Figura 2.17: Actuadores contráctiles multicapa. a) Principio de funcionamiento: al aplicar el voltaje, los electrodos presionan las n capas de dieléctrico en simultáneo, llevando a una contracción apreciable a simple vista [9]. b) Patrón de elaboración de un actuador contráctil multicapa [110]. c) Elaboración estándar de un actuador multicapa plegado sobre sí mismo. Además, se presenta el estado pasivo y activo del DEA. Editado de [110].

Tabla 2.2: Resumen de índices de actuación de DEA's contráctiles multicapa: contracción lineal, masa levantada, m , fuerza de tracción, F , y densidad de energía, u_e . Además se presenta el material del dieléctrico, número de capas y factor de pre-estiramiento, λ .

Índice(s) de actuación		Nº capas	Dieléctrico	Pre-estiramiento	Referencia
Contracción 15 %		Sin especificar	TC-5005 A/B-C ^a	$\lambda_r = 1$	[110]
Contracción 46 %	$u_e = 12,9 \text{ J/kg}$	280	VHB 4910	$\lambda_r = 1$	[111]
Contracción 24 %	$u_e = 19,8 \text{ J/kg}$	1170	CN9018/5 % ^b	$\lambda_r = 1$	[71]
Contracción 10 %		$m = 900 \text{ g}$	NBR ^c	$\lambda_r = 1$	[112]
Contracción 25 %		30	Elastosil	$\lambda_r = 1$	[113]
Contracción 3,7 %		$m = 600 \text{ g}$	Elastosil P7670	$\lambda_r = 1$	[114]

^a Silicona de partes A + B, y C el plastificante.

^b Oligómero de acrilato de uretano con 5 % de HDDA.

^c Caucho de acrilonitrilo butadieno.

El alto número de capas necesarias ha llevado a que se desarrollen nuevas técnicas para agilizar

la fabricación de los actuadores [9]. La más común consiste en realizar una sola capa de elastómero a la que se le aplican los electrodos por ambas superficies, para luego plegar el elastómero varias veces sobre sí mismo, tal como se ilustra en las figuras 2.17.b-c [110].

Este tipo de actuadores supone un cambio de paradigma, ya que logra aprovechar la actuación (hasta el momento expansiva) de los DEA's en forma de contracción, por lo que en este formato los actuadores se asemejan más a su contraparte orgánica, el músculo natural [1][9]. En la tabla 2.2 se presenta una recopilación de actuadores multicapa contráctiles junto a sus índices de actuación.

2.3.2.3. Actuadores plegables

Los actuadores plegables son DEA's capaces de doblarse o generar "flexión" en su estructura y, generalmente se dividen en dos grupos: los que poseen capas pasivas y las estructuras de mínima energía o también llamados actuadores DEMES (por *dielectric elastomer minimum energy structure*) [115][116].

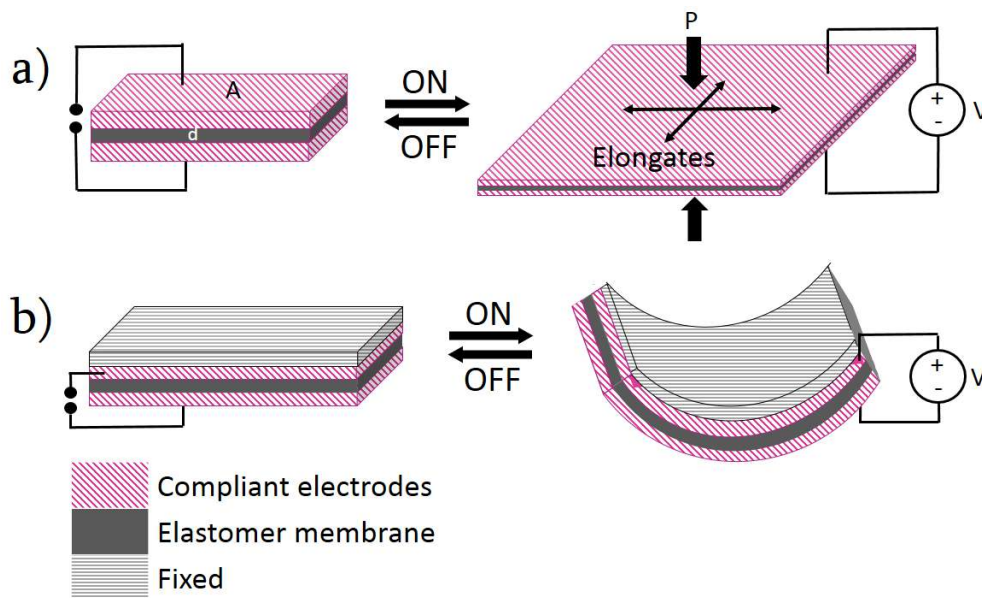


Figura 2.18: Comparación de los actuadores plano y plegables. a) Una vez se aplica el voltaje, se produce una compresión que reduce el grosor y aumenta el área superficial. b) En el caso del actuador plegable, solo se produce la expansión de una cara, por lo tanto, producto de la diferencia en las áreas superficiales, el sistema completo se curva. Editado de [115].

Los primeros consisten en la estructura básica de un actuador plano, pero en una de las superficies se adhiere una capa denominada "pasiva", dicha superficie puede ser un elastómero, un termoplástico, o para optimizar la curvatura, se buscan materiales que tenga casi nula capacidad expansiva, pero que si posean la facultad de plegarse, como el caso de las fibras de papel [1][117][118].

El principio de funcionamiento se presenta en la figura 2.18, donde, una vez aplicado el voltaje, se genera la expansión del elastómero, pero debido a la capa pasiva, la expansión se limita a solo una de las caras; por lo tanto, el sistema tiende a curvarse para que ambos estados puedan coexistir en simultáneo: por un lado la superficie expandida y por otro la capa pasiva.

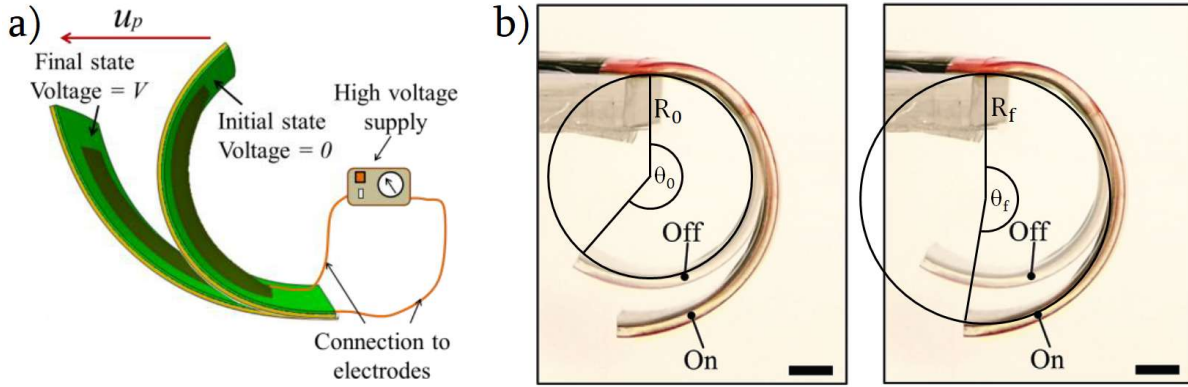


Figura 2.19: Estado inicial (contraído) y final (extendido) de dos actuadores DEMES, junto a sus índices de actuación. a) Se presenta el índice u_p , que corresponde al desplazamiento de la punta del actuador [119]. b) Se muestra la medición de los ángulos θ_f y θ_0 con los que se calcula el índice $\Delta\angle$. Editado de [36].

Los DEMES por otro lado, son actuadores pre-estirados con un soporte flexible, de forma que el DEA en su estructura pasiva mantiene una geometría plegada producto de la energía elástica almacenada. El principio de funcionamiento se ilustra en la figura 2.19, donde, al aplicar el voltaje se produce una expansión del elastómero que lleva a que el sistema completo se “estire” y por ende disminuya su curvatura [118][119].

Tabla 2.3: Resumen de índices de actuación de DEA’s plegables: fuerza efectiva, F_b , desplazamiento de la punta del actuador, u_p y la variación del ángulo que se forma entre el origen y la punta del actuador $\Delta\angle$. Además se presenta el material del dieléctrico y factor de pre-estiramiento, λ .

Índice(s) de actuación	Dieléctrico	Pre-estiramiento	Referencia
$u_p = 35 \text{ mm}$	Sylgard 184/CNT	$\lambda_x = 1 \mid \lambda_y = 1,3$	[119]
$F_b = 2,4 \text{ mN}$	CF 19-2186	Sin especificar	[120]
$F_b = 2,2 \text{ mN}$	Sylgard 186	$\lambda_x = 1 \mid \lambda_y = 1,3$	[116]
$F_b = 4 \text{ mN}$	Moldstar 30	$\lambda_r = 1,7$	[117]
$F_b = 1,5 \text{ mN}$	Ecoflex 00-10	$\lambda_r = 1,5$	[117]
$F_b = 3,5 \text{ mN}$	Sylgard 184	$\lambda_r = 1,5$	[117]
$F_b = 12,5 \text{ mN}$	CN9014/10 % ^a	$\lambda_r = 1$	[121]
$F_b = 11,1 \text{ mN}$	CN9018/10 % ^b	$\lambda_r = 1$	[121]
$F_b = 16,9 \text{ mN}$	CN9021/10 % ^c	$\lambda_r = 1$	[121]

^a Oligómero de acrilato de uretano alifático hidrofóbico con 10 % de HDDA.

^b Oligómero de acrilato de uretano con 10 % de HDDA.

^c Éster acrílico con 10 % de HDDA.

Los índices de actuación que se utilizan para caracterizar estos actuadores son: la fuerza efectiva, que corresponde a la fuerza que es capaz de ejercer el DEA al plegarse o estirarse, otros índices son el desplazamiento de la punta del actuador, ver la figura 2.19.a; y la variación del ángulo que se forma entre el origen y la punta del actuador $\Delta\angle = \theta_f - \theta_0$, ver la figura 2.19.b [119][36]. En la tabla 2.3 se presentan los índices de actuación de actuadores plegables, tanto de capa pasiva como DEMES. Cabe destacar que la mayor parte corresponden a elastómeros o MC’s de silicona.

2.3.3. Aplicaciones

La biomimética es la imitación de estructuras, sistemas o elementos de organismos vivos de la naturaleza con el fin de resolver problemas humanos, pero ya que normalmente las estructuras biológicas están hechas de materiales blandos, los robots convencionales fabricados de metal y plástico rígido no son compatibles; por el contrario, los *soft robots* están hechos a partir de materiales ligeros, flexibles y/o elásticos, lo que les hace ser los candidatos idóneos para emular estructuras orgánicas [122].

En particular, si se habla del cuerpo humano, es posible imitar y reemplazar múltiples tejidos, como articulaciones (artroplastia articular), huesos (aloinjerto de banco óseo), ligamentos artificiales y prótesis vasculares, pero no existen soluciones para tratar la pérdida muscular [10]. Y los *soft robots*, más específicamente los DEA's, son capaces de solventar dicho problema al ser utilizados como músculo artificial, pues, poseen una alta flexibilidad, son capaces de grandes deformaciones, además de tener una alta densidad de energía, todas características compartidas con el músculo natural [71].

Cuando los DEA's se emplean como músculos artificiales, se pueden dividir en dos categorías básicas, por un lado se encuentran los DEA's humanoides, que reemplazan un músculo o grupo de músculos del cuerpo humano con el objetivo de realizar una acción específica, como el caso del bíceps, que flexiona el brazo, o los músculos del antebrazo y la mano, que permiten tomar objetos; mientras que en otro grupo se encuentran los DEA's aplicados a locomoción, que imitan estructuras de animales o insectos que posibilitan su traslado, algunos ejemplos son la cola de un pez, que permite que este nade, o los músculos del tórax de un ave, que al contraerse mueven las alas y permiten el vuelo [1][9].

2.3.3.1. Humanoides

Los DEA's suelen estar formados por *films* lo más delgados posibles para reducir el voltaje de operación, pero un DEA monocapa solo es capaz de ejercer bajas fuerzas y desplazamientos, lo que limita en gran medida sus aplicaciones prácticas; por lo que cuando se habla de DEA's humanoides, muchas veces (pero no exclusivamente) se hace referencia a DEA's multicapa contráctiles, ya que como se vio en la sección 2.3.2.2, son capaces de ejercer mayores fuerzas y a la vez poseen las mayores densidades de energía [71].

Entre los actuadores con mejor rendimiento reportado, se encuentra el fabricado por Duduta et al., consistente de 1170 capas de un oligómero de acrilato de uretano con 5% de HDDA, que simula el músculo del bíceps. Una de las ventajas de dicho actuador es que utiliza un elastómero tipo III, por lo que no requiere de pre-estiramiento, reduciendo así considerablemente el peso del actuador y, obteniendo una densidad de energía de 19,8 J/kg. En las figuras 2.20.a-b se presenta el *set-up* empleado, además de los estados pasivos y activos del DEA [71].

Otro sistema que cumple el mismo rol, es presentado por Lu et al., donde se fabrica un DEA que junto a un sistema de polea y resorte, figura 2.20.c, emula el sistema agonista-antagonista del bíceps y tríceps para contraer el brazo hasta 70°, ver las figuras 2.20.d-e. Se utilizó VHB 4905 como elastómero, el que es pre-estirado en $\lambda_x = 5$ mediante fibras de vidrio y en $\lambda_y = 2,9$ a través de un resorte [123].

Wang y Zhu por otro lado, fabricaron un actuador que emula la contracción del masetero, músculo encargado del cierre de la mandíbula. En las figuras 2.20.f-g se presenta la vista frontal y lateral del DEA acoplado. Se utilizó un elastómero de acrílico VHB 4905, el que fue pre-estirado en un factor $\lambda_x = 4$ mediante pinzas de acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y en $\lambda_y \approx 2$ por los soportes en la mandíbula. Finalmente, el DEA logró una actuación lineal del 48 %, con lo que logró cerrar y abrir satisfactoriamente la mandíbula de manera reversible [124].

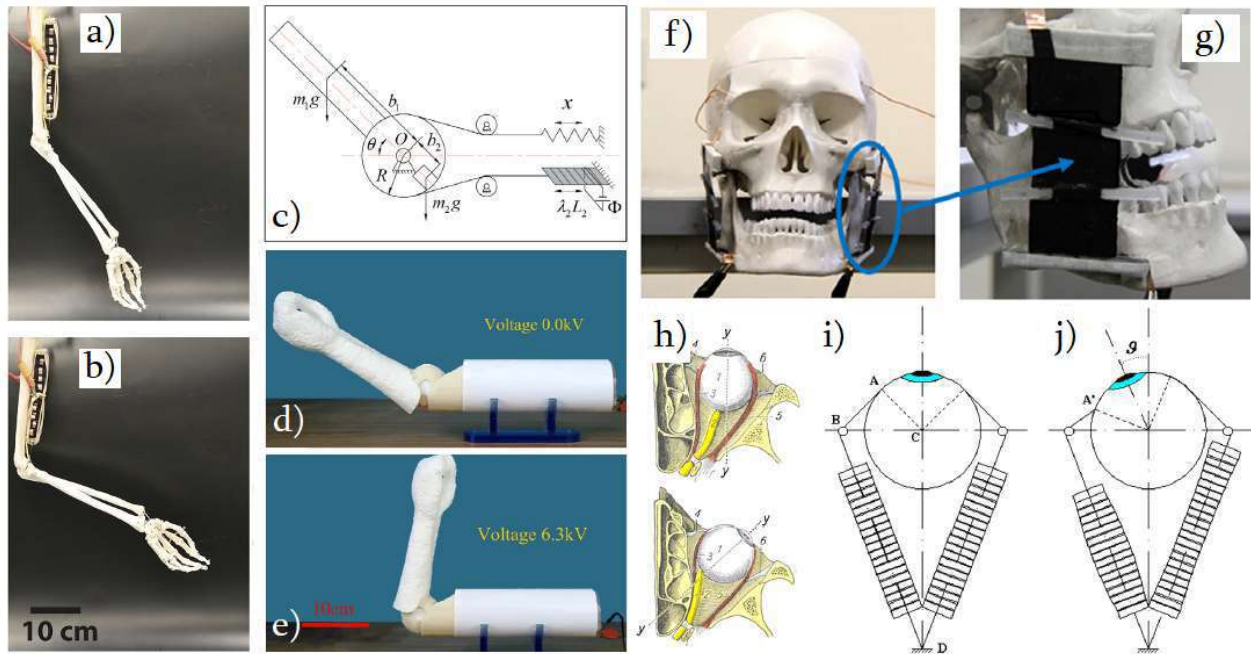


Figura 2.20: Robots biomiméticos basados en músculos del cuerpo humano. a-b) Estado pasivo y activo de un DEA simulando el bíceps [71]. c) Diagrama del mecanismo que emula los músculos agonista-antagonista bíceps y tríceps. d-e) Estado pasivo y activo del DEA flexionando un brazo [123]. f-g) Vista frontal y lateral de un DEA simulando al músculo masetero de la mandíbula [124]. h) Esquema de los músculos recto medial y recto lateral. i-j) Diagrama de dos actuadores contráctiles, donde en la primera imagen ambos se encuentran en su estado pasivo, y en la segunda uno se encuentra activo, lo que produce rotación en el ojo [125].

Otro actuador aplicado a músculos de la cara, es el fabricado por Carpi y De Rossi, que emula los músculos recto medial y recto lateral, encargados de girar el ojo; en la figura 2.20.h se muestra como interactúan dichos músculos con la rotación del ojo, y en las figuras 2.20.i-j se presentan los actuadores multicapa acoplados, fabricados de silicona TC-5005 A/B-C como dieléctrico y electrodos de silicona CAF 4 con inclusiones de negro de carbón. Finalmente el sistema es capaz de rotar el ojo en un ángulo de 7° al acoplar dos DEA's como agonista-antagonista y, en 20° al usar solo un DEA como músculo agonista [125].

En los trabajos hasta ahora presentados, los DEA's emulan solo un músculo en específico, como el bíceps o masetero, pero en actividades complejas, como tomar y manipular objetos, se requiere de un gran grupo de músculos trabajando en sincronía. Para ello, diversos investigadores han empleado DEA's en configuraciones altamente eficientes para imitar la capacidad de agarre de la mano humana [9].

Uno de los primeros DEA's fabricado para tomar objetos fue fabricado por Kofod et al., basado en una estructura de mínima energía, DEMES, sección 2.3.2.3. Producto del pre-estiramiento, el conjunto resulta en un DEA curvado, ver la figura 2.21.a. Cuando el voltaje es aplicado, se expande el dieléctrico y reduce la curvatura, favoreciendo una configuración abierta que puede rodear el objeto, figura 2.21.b. Finalmente se reduce el voltaje, lo que devuelve el DEA a su estado original, y producto de la energía elástica almacenada, el objeto es sujetado por el DEA, figura 2.21.c [126].

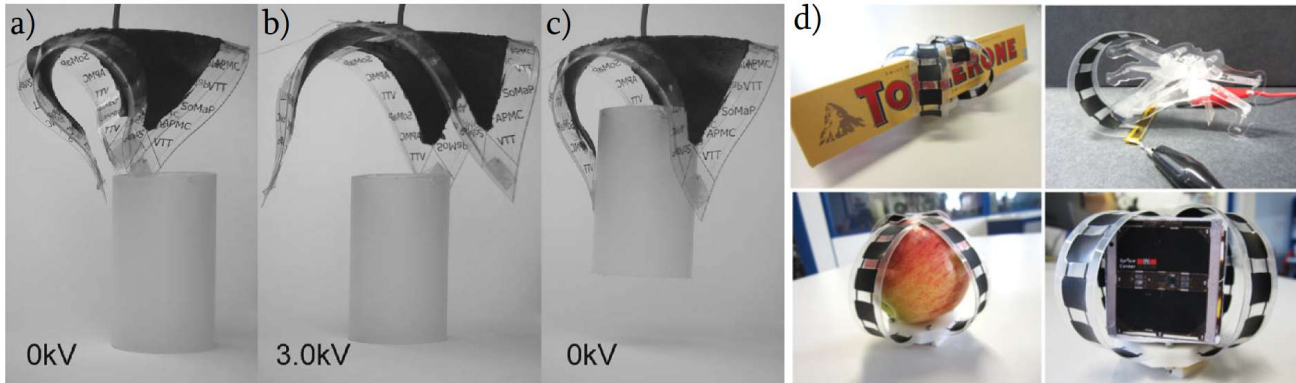


Figura 2.21: Actuadores DEMES. a-c) DEA en su estado de reposo y activo, sujetando y levantando un cilindro [126]. b) Actuador multi-segmento rodeando objetos de diversos tamaños y formas demostrando la adaptabilidad de la configuración [116].

Para mejorar las características de estos actuadores, se han fabricado actuadores multi-segmento, los que consisten en varias unidades DEMES de mayor largo. Una de las ventajas de dichos actuadores, es que por su configuración permite rodear objetos de distintos tamaños y geometrías, como en el caso del actuador fabricado por Araromi et al., figura 2.21.d, aunque, ya que posee un bajo pre-estiramiento ($\lambda_{pre} = 1,3$) y es demasiado delgado ($70 \mu\text{m}$), no es capaz de ejercer tensión suficiente para levantar los objetos [116]. Heng et al., propone una mejora al utilizar VHB 4910 como elastómero y $\lambda_{pre} = 5$, con lo que se fabricó un actuador multi-segmento DEMES capaz de ejercer mayores fuerzas, siendo capaz de levantar 8-9 veces su propio peso [127].

Otros mecanismos más sofisticados se han empleado para mejorar el agarre de los actuadores, como desarrollar DEA's con rigidez variable o VSDEA (por *variable stiffness dielectric elastomer actuator*). Shintake et al. por ejemplo, fabricó un VSDEA al acoplar un DEA plegable con un *film* de Cerrolow 117, una aleación con punto de fusión de 47° . El principio de funcionamiento del VSDEA se basa en los cambios de fase de la aleación, que al ser calentada otorga mayor flexibilidad al DEA, mientras que al enfriarse, vuelve al sistema mucho más rígido y aumenta la capacidad de agarre [120].

2.3.3.2. Locomoción

Cuando se habla de DEA's aplicados a locomoción, se busca que el *soft robot* sea capaz de reproducir un movimiento de manera realista o "viva", en particular, el desafío se vuelve más complejo cuando se añaden variables como: agilidad, velocidad y adaptabilidad al medio. Entre los principales organismos que se utilizan como base, destacan los peces, aves y ciertos insectos, como arañas y orugas [9][1].

Nguyen et al. por ejemplo, fabricaron el robot biomimético llamado S-Hex II, basado en la estructura de los insectos hexápodos, en la figura 2.22.a se presenta el perfil del robot donde se pueden ver tres de sus seis extremidades. La fuerza motriz de cada extremidad es un DEA dividido en cuatro secciones, de forma que al accionar los módulos de manera sincrónica, se logran cinco grados de libertad, ver la figura 2.22.b. El dieléctrico utilizado se fabricó a partir de una mezcla de las siliconas Elastosil P7670 y Nusil CF2-2186 a razón 4:1. Por último, el tamaño del S-Hex II es de 150 x 54 x 55 mm y posee una velocidad de 5,2 cm/s [128]

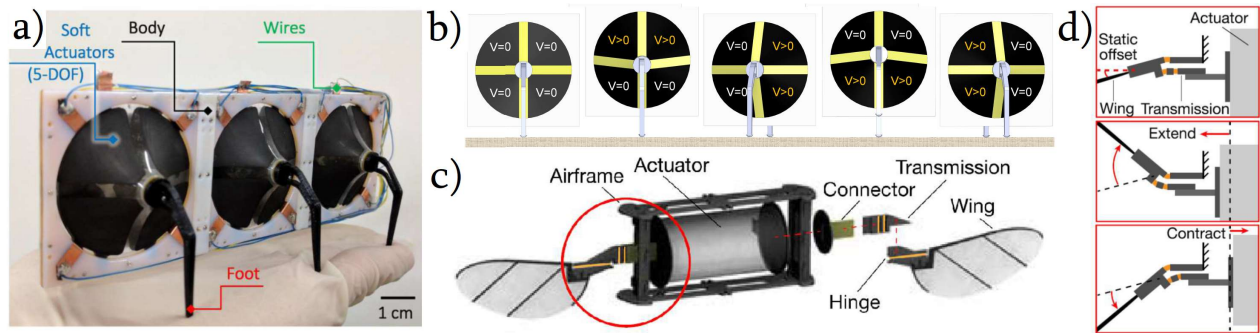


Figura 2.22: DEA's aplicados a locomoción. a) Robot caminante hexápodo, se presenta el perfil donde se observan tres de sus seis extremidades. b) Se utilizaron DEA's modulares de cuatro secciones, que al ser accionados otorgan cinco grados de libertad [128]. c) Estructura y elementos del robot biomimético de insectos neópteros. d) Mecanismo de transmisión de movimiento desde el DEA a las alas [129].

Por otro lado, Chen et al., fabricaron un *soft robot* biomimético de neópteros, es decir, insectos alados con la capacidad de plegar las alas sobre su abdomen. En la figura 2.22.c se presenta la estructura del robot ensamblado junto a cada uno de sus elementos. Las alas tienen como fuerza motriz un actuador plano enrollado en sí mismo compuesto por siete de capas de silicona, siendo esta última Ecoflex 00-30 y Sylgard 184 a razón 5:4, mientras que los electrodos fueron de nanotubos de carbono. Para que el movimiento del DEA sea aprovechado, se emplea un sistema de transmisión conformado por cuatro unidades de fibra de carbono, como se muestra en la figura 2.22.d. El robot tiene una masa de 320 mg y al ser operado a 500 Hz es capaz de ejecutar pruebas de vuelo exitosas [129].

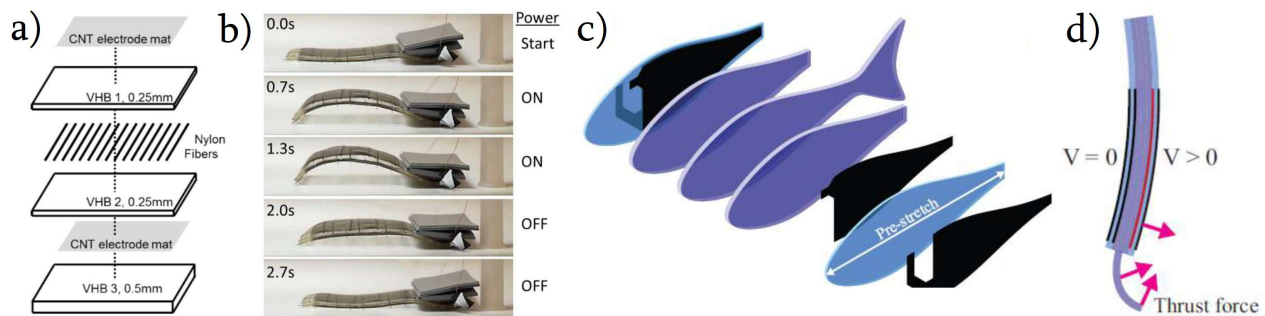


Figura 2.23: DEA's aplicados a locomoción. a) Estructura multicapa del DEA. Se añade nylon para favorecer la anisotropía. b) Secuencia de movimientos que permiten la locomoción del robot [69]. c) Estructura y elementos de un robot biomimético de un pez, en morado se presenta el cuerpo del pez, en azul las capas de dieléctrico y en negro los electrodos. d) Principio de funcionamiento de la bicapa. Editado de [130].

Otro *soft robot* basado en insectos es propuesto por Shian et al., donde se imita el movimiento peristáltico de las orugas, las que anclan primero las patas traseras y después se extienden hacia adelante. El actuador consta de tres capas de VHB 4905, nanotubos de carbono como electrodos y fibras de nylon para inducir actuación anisotrópica, ver la figura 2.23.a. El robot tiene dimensiones de 20 x 30 mm y operando a 17 kV y 0,3 Hz posee una velocidad de 1,1 mm/s. En la figura 2.23.b se observa la secuencia de movimientos del actuador [69].

Por último, se encuentra el *soft robot* basado en un pez fabricado por Shintake et al., figura 2.23.c, donde el cuerpo del mismo está fabricado de Sylgard 184 y los DEA's de silicona CF19-2186. El principio de funcionamiento del robot se basa en dos actuadores bicapa pre-estirados en $\lambda_x = 1,2$ dispuestos en paralelo, donde la activación intermitente de uno y otro induce flexión en la estructura, tal como se observa en la figura 2.23.d, de forma que la cola produce propulsión por el desplazamiento del agua. Operando a 3 kV y 3 Hz, el robot se logra desplazar a una velocidad de ≈ 8 mm/s sumergido en agua [130].

Los DEA's humanoides y destinados a locomoción son aplicaciones novedosas en el campo de la biomimética, pero los segundos poseen ciertos requerimientos que los primeros no, en particular, necesitan ser lo suficientemente ligeros para lograr el movimiento deseado y, dada la aplicación, muchas veces los componente electrónicos necesitan estar a bordo del mismo *soft robot*, no es poco común que se requieran varios DEA's operando simultáneamente o en sincronía y, para lograr imitar cierto tipo de locomoción, como el nado o vuelo, es imprescindible poder activar los DEA's a frecuencias desde 0,1 hasta 500 Hz. La suma de todas estas características hace que sea sumamente complejo incorporar, tanto una fuente de poder como un sistema de control, aptos para proporcionar varios miles de volts a altas frecuencias, a la vez que se operan varios actuadores de manera independiente, situación que se puede complejizar aún más, si el *soft robot* requiere ambos sistemas a bordo [1].

2.4. Sensores de elastómeros dieléctricos

A diferencia de los actuadores de elastómeros dieléctricos (DEA's), los sensores de elastómeros dieléctricos (DES's), o también llamados sensores capacitivos flexibles, no necesitan estados previos de pre-estiramiento para mejorar su desempeño, tampoco requieren de altos voltajes de operación, de hecho, funcionan a voltajes menores a 1 V, por ende, a no ser que haya desplazamiento de los electrodos y se genere un ruta conductora entre ambos, no presentarán fallos eléctricos. Por dichas razones, se presentarán directamente las configuraciones posibles de los DES's, además de las aplicaciones que se les da hoy en día [39].

2.4.1. Configuraciones

Ya que los DES's son básicamente condensadores elásticos, las configuraciones que pueden adoptar se limitan a dos y, dependen de la disposición de sus electrodos. En primer lugar se encuentran los DES's con estructura de condensador de placas paralelas, que debido a su fácil fabricación son los más estudiados, y en segundo lugar están los DES's con electrodos interdigitados, que a pesar de ser menos comunes en el campo de los *soft robots*, su configuración les permite ser aplicados en otros campos [39][131][132].

2.4.1.1. Placas paralelas

Los DES's de placas paralelas consisten en una película dieléctrica típicamente de grosor menor a 1 mm, con electrodos flexibles en ambas caras, ver la figura 2.24. En caso que el dieléctrico no posea ninguna estructura adicional en su superficie, entonces, el DES se empleará para sensar extensión o tracción, mientras que si se diseña alguna topología específica, generalmente será para aumentar su sensibilidad al sensar compresión [39].

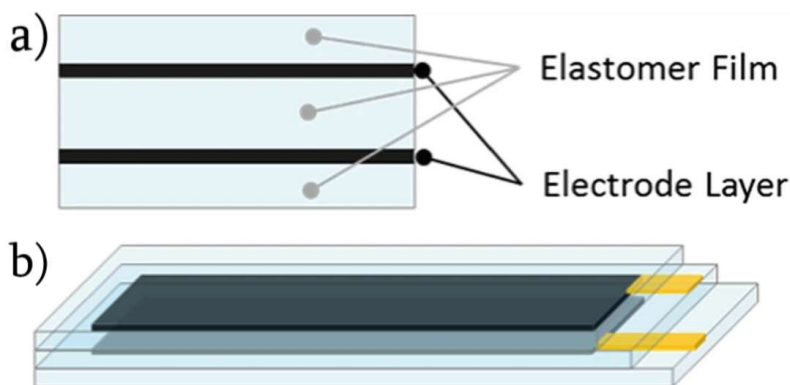


Figura 2.24: Estructura de un DES de placas paralelas destinado a sensar tracción. a) La capa central corresponde al elastómero dieléctrico, rodeado por dos electrodos flexibles y, para proteger la integridad del sistema, muchas veces se encapsula el sensor en otra capa de elastómero. b) DES ensamblado y encapsulado, donde además se añaden dos terminales para la conexión a cada electrodo [133].

Tabla 2.4: Resumen de los índices característicos de DES's extensibles: rango de deformación o extensibilidad y, sensibilidad, calculada como el factor de gauge capacitivo, c-GF. Además se presentan los materiales del dieléctrico y electrodos.

Dieléctrico	Electrodos	Extensibilidad máx.	c-GF	Referencia
E30/PS ^a	Ti ₃ C ₂ T _x ^b	100 %	1,11	[55]
E30	AgNW ^c	100 %	0,7	[56]
PDMS	SWCNT	100 %	0,99	[134]
Dragonskin 10 ^d	Fluido iónico ^e	700 %	0,35	[135]
Ecoflex 00-30	YSilver83 ^f	150 %	4,0	[136]
PU/CNT ^g	GO ^h	100 %	0,44	[137]
TPE ⁱ	Galinstano	100 %	1,4	[75]

^a Compósito de Ecoflex 00-30 con fibras de poliestireno.

^b MXeno de carburo de titanio.

^c Nanocables de plata.

^d PDMS marca Smooth On®.

^e Glicerol, cloruro de sodio y polietilenglicol.

^f Fibras recubiertas de plata.

^g Compósito de poliuretano y nanotubos de carbono.

^h Óxido de grafeno.

ⁱ Elastómero termoplástico.

Para el caso de los DES's extensibles, los índices característicos son: el rango de operación del sensor, correspondiente a la deformación o extensibilidad máxima que tolera el DES sin sufrir daños y, el factor de gauge capacitivo ($c-GF$ por *capacitive gauge factor*), que representa la sensibilidad de los DES y se calcula según la ecuación 2.10:

$$c - GF = \frac{\Delta C/C_0}{\Delta L/L_0}, \quad (2.10)$$

donde ΔC es la variación de la capacitancia, C_0 la capacitancia inicial, ΔL la variación del largo del DES y L_0 el largo inicial [138]. En la tabla 2.4 se presenta una recopilación de DES's extensibles junto a sus índices característicos.

Por otro lado, cuando se habla de DES's de presión, es difícil sensar deformaciones de unos cuantos micrómetros, por lo que se añaden estructuras en la superficie del dieléctrico para aumentar el área expuesta. Esto se lleva a cabo ya que la sensibilidad de los DES's se puede mejorar no solo modificando la constante dieléctrica del elastómero dieléctrico, sino también aumentando el área superficial, A , y reduciendo la separación entre los electrodos, z , ya que la capacitancia, C , es proporcional a dichas variables según: $C \propto A/z$, ver la ecuación 1.10. En la figura 2.25 se presentan imágenes SEM de dieléctricos con microestructuras cóncavas, convexas, piramidales y cilíndricas.

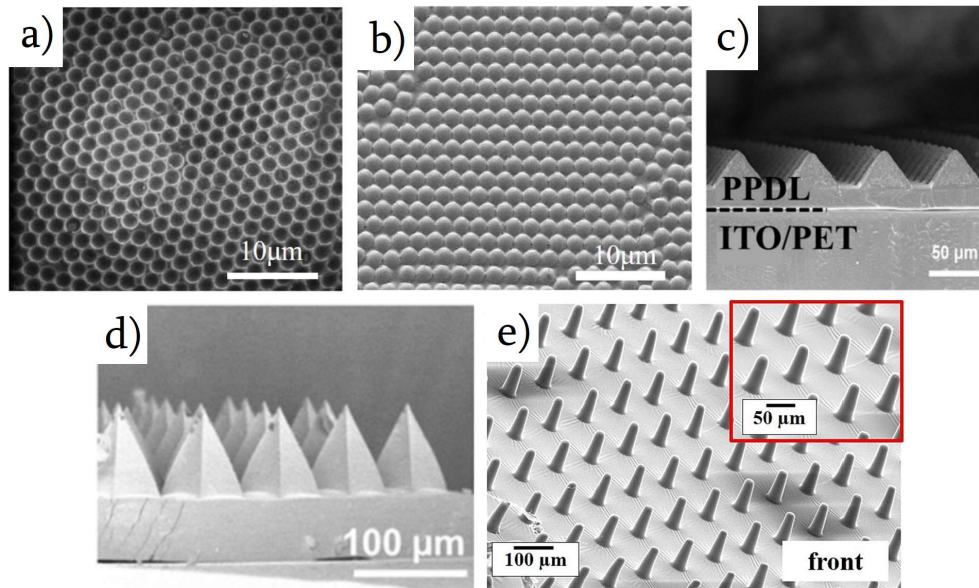


Figura 2.25: Superficies de dieléctricos con microestructuras para su aplicación en DES de presión. a-b) Semiesferas cóncavas y convexas respectivamente [139]. c-d) Pirámides [39]. e) Cilindros [140].

En cuanto a sus índices característicos, estos corresponden a la presión máxima que soporta el DES sin sufrir daños permanentes y, la sensibilidad, S , que viene dada según la ecuación 2.11:

$$S = \frac{\Delta C/C_0}{\Delta P}, \quad (2.11)$$

donde ΔC y C_0 corresponden a los mismos parámetros de los DES's extensibles y ΔP , a la diferencia de presión [140]. En la tabla 2.5 se presenta una recopilación de DES's de presión junto a sus índices característicos.

Tabla 2.5: Resumen de los índices característicos de DES's de presión: presión máxima, sensibilidad, S. Además se presentan los materiales del dieléctrico, el tipo de microestructura de su superficie y electrodos.

Dieléctrico	Microestructura	Electrodos	Presión máx. kPa	S kPa ⁻¹	Referencia
PDMS/PVDF ^a	Semiesferas	Capa de oro	0,13	30,2	[139]
Sylgard 184	RDS ^b	PDMS/GO ^c	2,6	25,1	[141]
Sylgard 184	Pirámides	Capa de oro	2,0	0,55	[142]
Sylgard 184	Arrugas	Ti/Au ^d	0,7	14,27	[143]
PDMS/PET/UVA ^e	Cilindros	Grafeno	0,3	3,19	[144]
PU/CCTO ^f	Poros	Sylgard 184/MWCNT	1,6	0,73	[81]
PDMS/PVDF/BTO ^g	Cilindros	PI/Grafeno ^h	5,0	5,0	[140]

^a Compósito de Sylgard 184 y fluoruro de polivinilideno.

^b Distribución aleatoria de superficie bioinspirado en la epidermis.

^c Óxido de grafeno en una matriz de Sylgard 184.

^d Capa de 50 nm de oro sobre una capa de 10 nm de titanio.

^e UVA: adhesivo de curado ultravioleta.

^f Poliuretano con titanato de cobre y calcio.

^g Compósito de PDMS, fluoruro de polivinilideno y titanato de bario.

^h Poliimida con grafeno.

2.4.1.2. Electrodo interdigitados

A diferencia de los sensores de placas paralelas, en este caso, los electrodos se encuentran en la misma cara del dieléctrico con un patrón interdigitado o entrecruzado, tal como se observa en la figura 2.26. Dicho patrón permite que los DES's puedan ser empleados en otras aplicaciones, como captación de partículas debido a las zonas expuestas del dieléctrico, aunque, no se debe olvidar que la dificultad de fabricación aumenta drásticamente, ya que, la capacitancia, C , es proporcional al número de líneas de electrodo, n , y distancia entre las mismas, d , según: $C \propto n/d$, es decir, para obtener buenas sensibilidades, se busca el mayor número de líneas, que típicamente deben ser de grosor < 1 mm, a la vez que se minimiza la distancia entre las misma, siendo de preferencia < 200 μm [145][146].

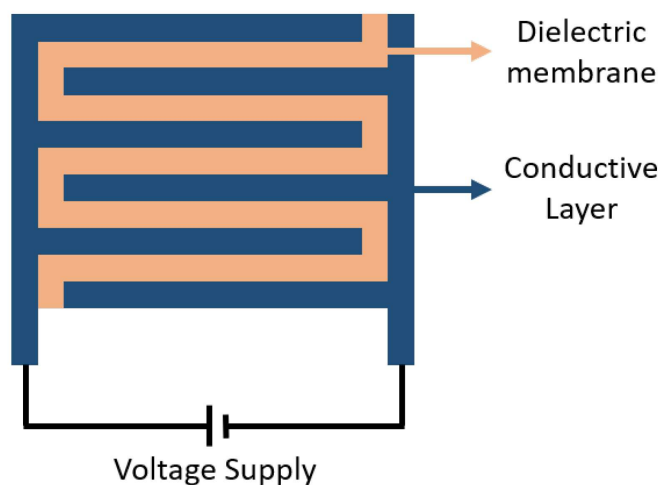


Figura 2.26: Estructura de un DES con electrodos interdigitados, donde ambas películas conductoras se encuentran en la misma cara del dieléctrico, en lugar de uno en cada cara como los DES de placas paralelas. Editado de [147].

En cuanto a sus índices característicos, se suele reportar el número de líneas totales de los electrodos, el ancho y separación entre las mismas. En la tabla 2.6 se presentan DES's con electrodos interdigitados y sus índices característicos.

Tabla 2.6: Resumen de los índices característicos de DES's con electrodos interdigitados, se presenta el material del dieléctrico y electrodos, además del número de líneas totales de ambos electrodos, su ancho y separación entre las mismas.

Dieléctrico	Electrodos	N° líneas [-]	Ancho [μm]	Separación [μm]	Referencia
$\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x/\text{PVP}$ ^a	PET/Cu ^b	44	100	100	[145]
Sylgard 184	EGaIn	-	50	200	[148]
Sylgard 184	Cr/Au	18	100	100	[149]
Sylgard 184	CNT	16	50	10	[150]
Sylgard 184	AgNW ^c	-	100	50	[146]

^a MXeno de carburo de titanio con polivinilpirrolidona.

^b Compósito de tereftalato de polietileno con cobre obtenido por ablación con láser.

^c Nanocables de plata.

2.4.2. Aplicaciones

Al igual que los DEA's, los DES's son principalmente utilizados en *soft robots* debido a su alta elasticidad y flexibilidad, en particular, se utilizan para seguimiento de movimiento, ya sea humano o robótico, debido a la capacidad de sensar tracción, compresión y torsión. Otras aplicaciones menos comunes, involucran la configuración de electrodos interdigitados, donde se emplean como sensores de partículas del medio ambiente y como sensores de proximidad [39][139][150].

2.4.2.1. Seguimiento de movimiento

Una aplicación que se le ha dado a los DES's, es la de piel artificial, donde se busca que el sensor sea capaz de percibir cambios ante compresión, extensión y flexión. Huang et al. fabricaron DES's de placas paralelas a base de PDMS, los que emulan la piel del antebrazo y se disponen en torno al mismo para determinar el ángulo de flexión de la muñeca. En la figura 2.27.a se muestra la disposición de cinco DES's en torno al antebrazo, que permiten sensar seis tipos de flexión, indicadas en la figura 2.27.b. Finalmente se logró determinar satisfactoriamente el ángulo de giro de la muñeca en cada uno de los ejes con un error de no más de 5° [151].

Por otro lado, Lucarotti et al. propusieron un DES de placas paralelas biomimético basándose en la estructura celular de las raíces de las plantas, para sensar flexión además de determinar concavidad o convexidad. El dieléctrico empleado es Ecoflex 00-10, y a modo de electrodos se utilizó una combinación de fibras elásticas con *nylon* recubiertas de plata. El mecanismo de detección consiste en dos DES ubicados en extremos opuestos de la sección a sensar, donde, una vez que ocurre la flexión, uno de los sensores disminuirá su grosor y aumentará su área superficial produciendo una mayor capacitancia, mientras que el otro aumenta su grosor y disminuye su área reduciendo su capacitancia. En la figura 2.27.c se presentan los sensores acoplados, donde la capacitancia de $S1 > S2$ producto de la flexión [152].

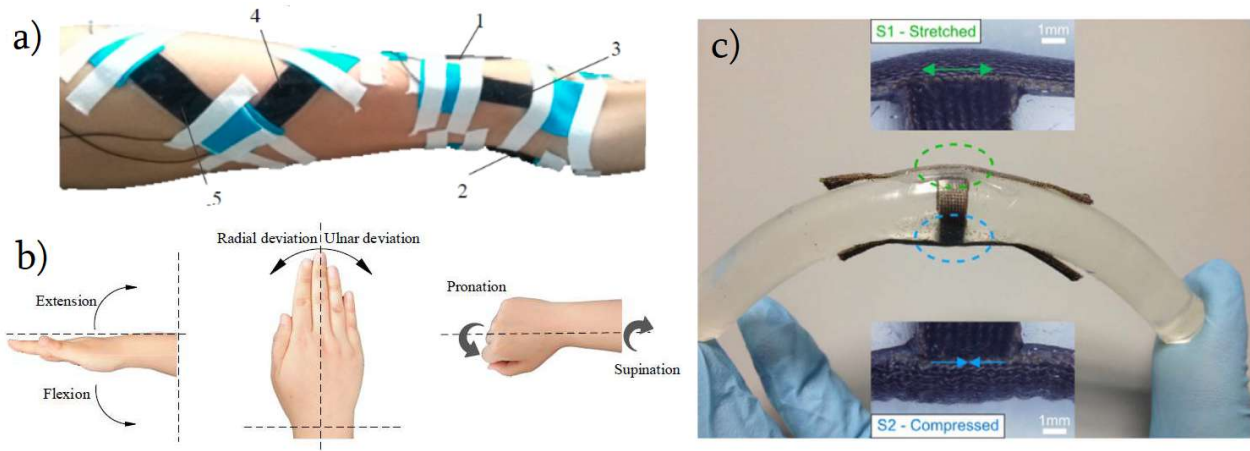


Figura 2.27: Aplicaciones de sensores capacitivos. a) Estructura básica y elementos de un DES [14]. b) Rotaciones de la muñeca capaces de sentir un sistema de DES's [151]. c) Esquema de una viga, donde S1 y S2 corresponden a la capacitancia de los DES's [152].

En contraparte, Xiong et al. diseñaron un DES de presión de placas paralelas utilizando como dieléctrico Sylgard 184 y fluoruro de polivinilideno con semiesferas como microestructura. El DES se utilizó para detectar movimiento humano, lo que incluye respiración, pulso, flexión de algunas articulaciones, como codo y rodilla, además, el DES se incorporó a una mano protésica para evaluar su capacidad para diferenciar entre objetos suaves, medianamente rígidos y rígidos, ver figuras 2.28.a-c respectivamente [139].

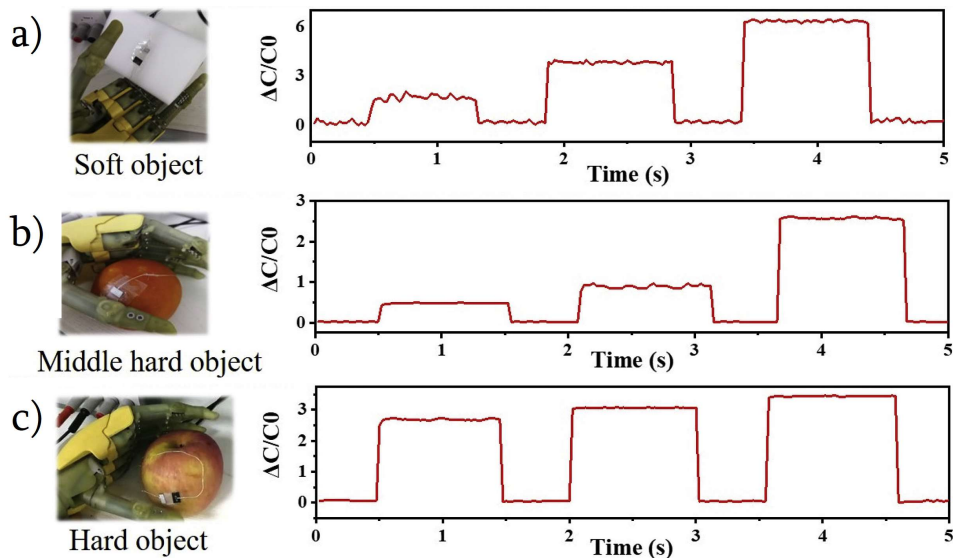


Figura 2.28: DES's de presión sobre una mano protésica capaz de diferenciar entre a) objetos suaves, b) medianamente rígidos y c) rígidos. Editado de [139].

Por último, Quin et al. fabricaron un DES con electrodos interdigitados de 44 líneas, teniendo cada una un grosor y separación de $100 \mu\text{m}$. A modo de dieléctrico se utilizó un compuesto de MXeno con polivinilpirrolidona como dieléctrico y como electrodos, un compuesto de tereftalato de polietileno con cobre. Finalmente, el DES se ubicó en la muñeca para monitorear el pulso cardíaco, en la garganta para detectar la acción de tragar y sobre una mascarilla para determinar cuando se está respirando [145].

2.4.2.2. Sensor de proximidad

Otra aplicación ligada a la robótica, pero rara vez vista en DES's, es su uso como sensor de proximidad. Dicha aplicación es posible cuando se utilizan electrodos interdigitados, pues, el principio de funcionamiento se basa en que, cuando los electrodos están en la misma cara, las líneas de campo no atraviesan directamente el dieléctrico, como en el caso de los DES's de placas paralelas, sino que salen del plano, ver figura 2.29.a. Por lo tanto, el DES es capaz de variar su capacitancia ante perturbaciones de las líneas de campo producto de un agente externo [132].

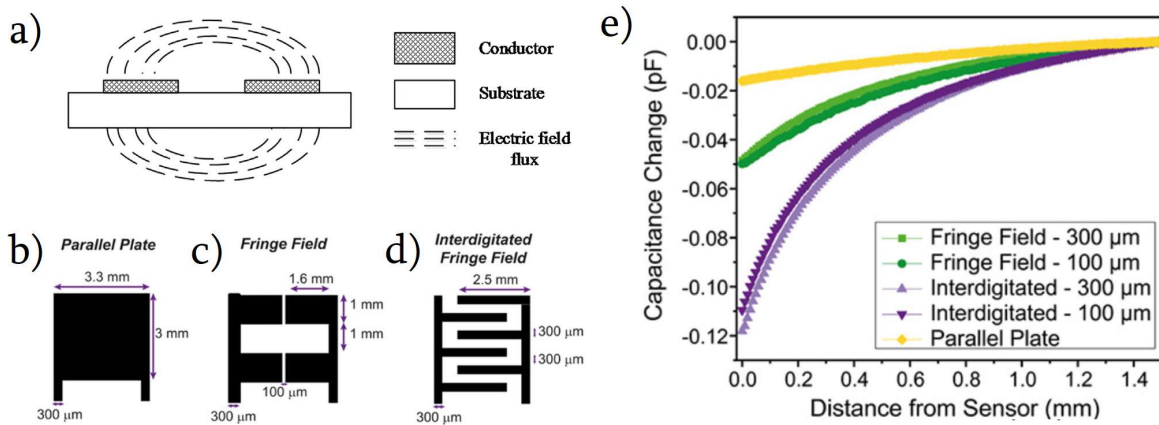


Figura 2.29: DES's aplicados como sensores de proximidad. a) Principio de funcionamiento. Producto de que los electrodos están en la misma cara, las líneas de campo salen del plano [132]. Vista superior de DES's de b) placas paralelas, c) electrodos en el plano y d) con electrodos interdigitados. e) Variación de la capacitancia de los tres tipo de DES's antes mencionados, donde el de electrodos interdigitados presenta el mejor desempeño como sensor de proximidad. Editado de [149].

Ruth et al., desarrollaron una serie de DES's para ser usados como sensores de proximidad, donde, se fabricaron sensores de placas paralelas, electrodos en el plano y con electrodos interdigitados, ver figuras 2.29.b-d respectivamente. Como dieléctrico se utilizó silicona Sylgard 184 y electrodos de nanopartículas de cromo y oro. El mejor resultado se obtuvo con los DES's interdigitados, tal como se observa en la figura 2.29.e, curvas moradas, ya que presentaron la mayor variación de la capacitancia al acercar y alejar un objeto. Adicionalmente, dichos DES's fueron capaces de detectar objetos a una distancia de hasta 5 mm, además de diferenciar entre objetos conductores y aislantes [149]

2.4.2.3. Captación de partículas

Como se mencionó en la sección 2.4.1.2, al dejar expuestas zonas del dieléctrico, es posible aplicar los DES's para captar partículas del medio ambiente, tal como se ejemplifica en la figura 2.30.a, ya que la constante dieléctrica del *film* varía en función de la cantidad y la naturaleza de las partículas absorbidas [131].

Altenberend et al. por ejemplo, utilizaron tereftalato de polietileno como dieléctrico y nanopartículas de plata a modo de electrodos para fabricar un DES de electrodos interdigitados, donde cada línea de este último tuvo un grosor de 95 μm y separación de 105 μm. El DES finalmente fue capaz de sensar reversiblemente hasta 90 % de humedad ambiente [153]

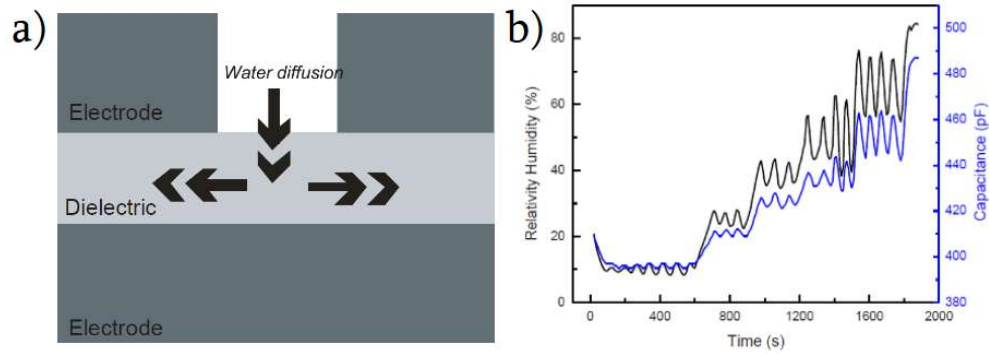


Figura 2.30: DES's aplicados como sensores de humedad. a) Principio de funcionamiento. El área expuesta del dieléctrico facilita la absorción de partículas del medio ambiente, que generan un cambio en la capacitancia. b) Relación entre la humedad relativa y la capacitancia del DES. Editado de [131].

Zhang et al. por otro lado, fabricaron un DES de placas paralelas utilizaron butirato de acetato de celulosa como dieléctrico y nanopartículas de plata como electrodo, donde el electrodo superior poseía un patrón de rejillas, de forma que zonas del dieléctrico queden expuestas. En la figura 2.30.b se observa el desempeño del sensor, que fue capaz de sensar desde 10 hasta 80 % de humedad relativa de manera instantánea [131].

3 | Hipótesis y objetivos

3.1. Hipótesis

Dada la conductividad de los nanotubos de carbono de pared múltiple y el carácter líquido de la grasa conductora, es posible fabricar compósitos elastoméricos utilizando ambos como relleno en una matriz de Ecoflex 00-30, para su aplicación en actuadores (DEA's) y sensores (DES's) electroactivos.

Ambas inclusiones aumentarán la conductividad, mientras que la grasa conductora reducirá el módulo de Young de los compósitos, permitiendo su uso como electrodos reutilizables en DEA's. Además, las inclusiones también aumentarán la constante dieléctrica de los compósitos, permitiendo utilizarlos como elastómeros dieléctricos y electrodos en DES's.

3.2. Objetivo general

Desarrollar compósitos a base de Ecoflex 00-30 (E30), grasa conductora (GC) y nanotubos de carbono (MWCNT), para su uso como electrodos reutilizables en actuadores electroactivos (DEA's), empleados como músculo artificial en robótica blanda, y como elastómeros dieléctricos y electrodos en sensores capacitivos (DES's), aplicados como sensores de movimiento articular humano.

3.2.1. Objetivos específicos

- Caracterizar eléctrica y mecánicamente los compósitos de E30/GC y E30/GC/MWCNT fabricados.
- Determinar las condiciones de pre-estiramiento y voltaje para la operación de los DEA's y, comparar el rendimiento de la GC como electrodo frente a los compósitos E30/GC y E30/GC/MWCNT.
- Integrar el nuevo electrodo en un DEA acoplado a un robot blando bioinspirado.
- Determinar la viabilidad de los compósitos E30/GC y E30/GC/MWCNT como electrodos en DES's.
- Comparar la sensibilidad y reproducibilidad de los DES's al utilizar dieléctricos de E30 y compósitos de E30/GC.
- Integrar el nuevo electrodo y dieléctrico a un DES's capaz de realizar seguimiento eficaz al movimiento articular humano.

4 | Metodología

4.1. Fabricación de los compósitos

Para la fabricación de los compósitos (MC's) se utilizó silicona en base a polidimetilsiloxano (PDMS), Ecoflex 00-30 (E30) de Smooth-On[®], debido a que en comparación con elastómeros de acrílico, como VHB, posee un respuesta más rápida ante activación eléctrica, requiere un menor factor de pre-estiramiento, lo que disminuye considerablemente el riesgo de rotura de los *films*, además de que posee baja histéresis mecánica, elemento que repercute directamente en ciclos de actuación sucesivos [154].

En cuanto a la grasa conductora, se utilizó grasa de carbono 8481 (GC) de MG Chemicals[®], compuesta por partículas de negro de carbón y grafito suspendidas en aceite sintético. Dicha elección se basa en que posee una viscosidad lo suficientemente baja, 128 Pa s, además de una conductividad del orden de $\sigma = 1 - 10$ S/m, valor idóneo para su aplicación en polímeros electroactivos [72].

Por último, a modo de inclusiones conductoras sólidas, se utilizaron nanotubos de carbono de pared múltiple (MWCNT) obtenidos desde Merck[®], ya que ofrecen una de las mayores conductividades entre las partículas a base de carbono, del orden de $\sigma = 10^6 - 10^7$ S/m, además de ser un material de fácil adquisición [61].

4.1.1. E30/GC

Para la fabricación de los *films* a base de silicona y grasa, se juntaron las partes A y B del E30 a razón 1:1 p/p, luego se añadió la GC y se mezcló la solución durante 5 min mediante agitación manual. Luego se depositó la mezcla en un molde de teflón acorde al grosor que se requirió y se sometió a vacío en un desecador BellDes-35 para eliminar las burbujas de aire. Finalmente se dejó curar entre 2 - 24 h a 25 °C en función del porcentaje de grasa.

Por último, se ha reportado que MC's con partículas conductoras exponen un aumento de la conductividad después de su fabricación, por lo que una vez curadas las muestras, se dejaron a temperatura ambiente por al menos 48 h [155].

4.1.2. E30/GC/MWCNT

Se prepararon dos soluciones de MWCNT en heptano, a razón 0,1 g por 25 mL de solvente, los que se dispersaron en un sonicador de baño de ultrasonido Transsonic 700/H de Elma[®] por 1 h. Luego, cada solución fue re-dispersada en un sonicador de sonda VC 505 de Sonics[®], mediante pulsos de 5/5 s a 40 % de amplitud durante 1 h.

Luego, a una de las mezclas se le añadió la parte A del E30 junto a GC, y a la otra, la parte B y GC. Posteriormente se homogeneizaron mediante agitación magnética por 24 h y una vez transcurrido el tiempo, se juntaron ambas soluciones y se agitaron durante 5 min, para ser dispuestas en un molde de teflón bajo campana a 60 °C para que se evaporara el solvente.

4.2. Caracterización de los compósitos

Para determinar la constante dieléctrica, ε_r , conductividad, σ , y rigidez dieléctrica, E_b , de los MC's, se fabricaron estructuras con la geometría de un condensador de placas paralelas, es decir, el *film* del que se quiere conocer ε_r , σ y E_b y dos placas de cobre a modo de electrodos, que además, se les añadió grasa conductora en la cara que está en contacto con el *film*, para asegurar un estrecho contacto entre los elementos.

4.2.1. Constante dieléctrica

Se registraron las dimensiones del condensador y se midió la capacidad eléctrica, posteriormente se calculó ε_r según la ecuación 4.1:

$$C = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{d}, \quad (4.1)$$

donde C es la capacitancia, ε_r la constante dieléctrica, ε_0 la permitividad del vacío, A el área del condensador y d la distancia entre los electrodos.

4.2.2. Conductividad

En primer lugar se calculó la resistencia, R , según la ecuación 4.2:

$$R = \frac{V}{I}, \quad (4.2)$$

donde V corresponde al voltaje medido e I a la corriente. Luego se calculó la resistividad, ρ , según la ecuación 4.3:

$$\rho = R \frac{A}{t}, \quad (4.3)$$

siendo A el área de los electrodos y t la distancia entre los mismos, equivalente al grosor de las muestras. Por último se calculó la conductividad, σ , como el recíproco de ρ , ecuación 4.4:

$$\sigma = \frac{1}{\rho}. \quad (4.4)$$

4.2.3. Rigidez dieléctrica

La resistencia dieléctrica de los compósitos se determinó siguiendo el estándar [54], y se calculó según la ecuación 4.5:

$$E_b = \frac{\Phi_{cr}}{z}, \quad (4.5)$$

donde E_b corresponde a la resistencia dieléctrica, Φ_{cr} al voltaje crítico al que ocurre el colapso dieléctrico y z al grosor de la muestra.

4.2.4. Tamaño de las inclusiones

Para determinar el tamaño promedio de las inclusiones de GC dentro de los MC's, se examinó un *film* de E30/GC 0,5 % con un microscopio Leica 020-520.007 DML. Se escogió dicha concentración pues a mayor contenido de GC resulta infactible su visualización. Posteriormente se analizaron las imágenes obtenidas mediante el *software* ImageJ con la función de análisis de partículas.

4.2.5. Módulo de Young, esfuerzo de rotura y extensibilidad máxima

El módulo de Young, Y , esfuerzo de rotura, σ_{max} , y extensibilidad máxima, ε_{max} , de los compósitos se determinó mediante ensayos de tracción en el equipo de ensayos universales Instron EMIC 23-5D. Para obtener las probetas, se troquelaron los *films* mediante compresión, utilizando el troquel tipo C, figura 4.1, de la norma ASTM-D412 [156].

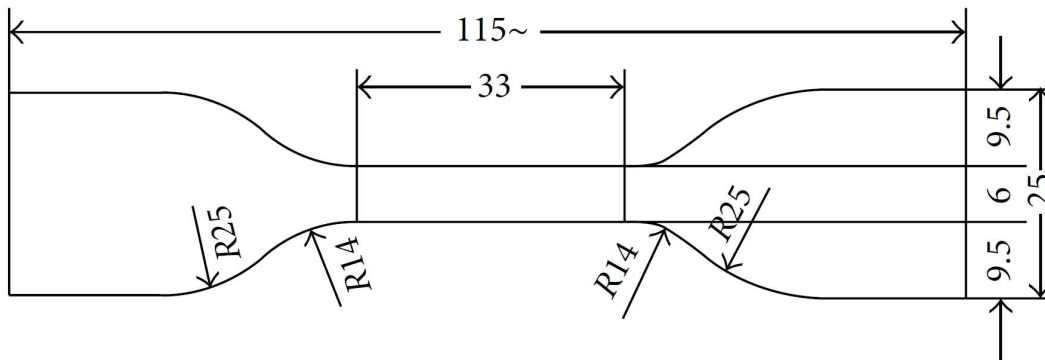


Figura 4.1: Dimensiones del troquel tipo C, utilizado para obtener las probetas de los ensayos de tracción según la norma ASTM-D412 [157].

Se realizaron cinco ensayos por cada MC a una velocidad de 500 mm/min según lo establecido en la norma. El módulo de Young se calculó como la pendiente en el punto 0 de las curvas esfuerzo/deformación y, el esfuerzo de rotura y extensibilidad máxima se determinaron como el esfuerzo y extensión al momento de quiebre de la probeta respectivamente.

Finalmente, Y , σ_{max} y ε_{max} se calcularon como el promedio los cinco ensayos, y en caso de que alguna probeta presentase el punto de fractura fuera de la sección media, los datos de esa curva no se consideraron dentro del promedio, debido a que el ensayo se considera como nulo.

4.2.6. Adhesión

La fuerza de adhesión entre los MC's fabricados y el E30, se midió utilizando el equipo de ensayos universales Instron EMIC 23-5D y según la norma ASTM-D3330, método C [158].

Se realizaron tres ensayos para cada MC a una velocidad de 5 mm/s según lo establecido en la norma y las muestras de E30 se dispusieron verticalmente con un soporte, de forma que al separar el MC, este último se desprenda en un ángulo lo más cercano a 180°, tal como se presenta en la figura 4.2.

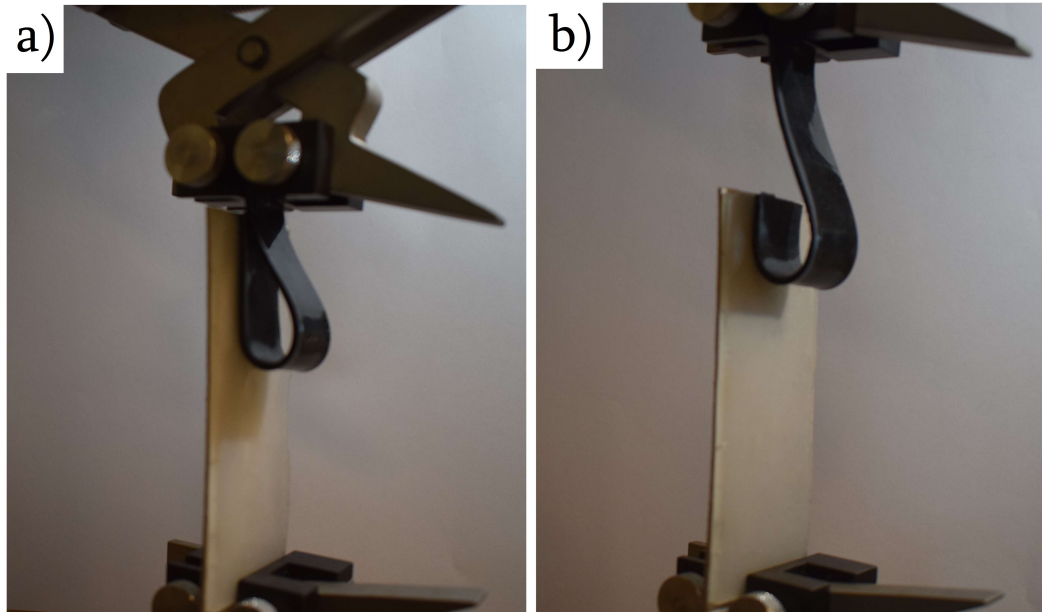


Figura 4.2: Configuración de los ensayos de adhesión. a) *Film* de E30 dispuesto verticalmente y un compósito de E30/GC adherido. b) Al elevar el compósito, este se desprende en un ángulo cercano a 180°.

En cuanto al registro de datos, no se consideró la fuerza asociada al desprendimiento de los primeros 25 mm de electrodo, o en su defecto, la porción de la curva donde la fuerza no es constante. Finalmente se calculó el promedio de la fuerza en el tramo de los siguientes 50 mm y se reportó tanto el promedio como la desviación estándar.

4.2.7. Viscoelasticidad

Debido a que se observa un comportamiento viscoelástico en algunos sensores, se realizó un ensayo de relajación en el equipo de ensayos universales Instron EMIC 23-5D. Para realizar dicho ensayo se cortaron muestras de 90 x 30 x 1 mm, a continuación se traccionó la muestra hasta alcanzar un 100 % de deformación uniaxial, donde se mantuvo por un lapso de 10 min, finalmente se registró de manera continua la fuerza ejercida por el MC durante el tiempo total del ensayo.

Nota: el ensayo de viscoelasticidad se realizó exclusivamente para el E30 y E30/GC 13 %, aplicado al caso de los sensores capacitivos.

4.3. Montaje de los DEA's

Las piezas utilizadas para realizar las pruebas de pre-estiramiento equibiaxial, biaxial y uniaxial se diseñaron en el *software* Tinkercad[®] de Autodesk[®] y fueron fabricadas en dos impresoras 3d: la Form 2 de Formlabs[®] que opera por estereolitografía (SLA por *Stereo Litography Apparatus*), y la CR-6 SE de Creality[®], operando por modelado por deposición fundida (FDM por *Fused Deposition Modeling*). Para las piezas impresas por SLA se utilizó el *software* Preform y resina Clear, mientras que para las impresas por FDM se usó el *software* Ultimaker Cura y filamento de PLA.

Para pre-estirar equibiaxialmente las muestras se utilizaron cuatro elementos: una base para mantener vertical la estructura, el anillo o soporte principal, que dispone de un riel en el exterior,

un anillo secundario, figuras 4.3.a-c respectivamente, y por último una banda elástica, que al ser situada sobre el riel mantiene al elastómero en su estado pre-estirado. Además, se imprimió una máscara con la geometría de los electrodos para la aplicación de la GC, figura 4.3.d. Adicionalmente, en la figura 4.3.e se presentan las piezas ya impresas.

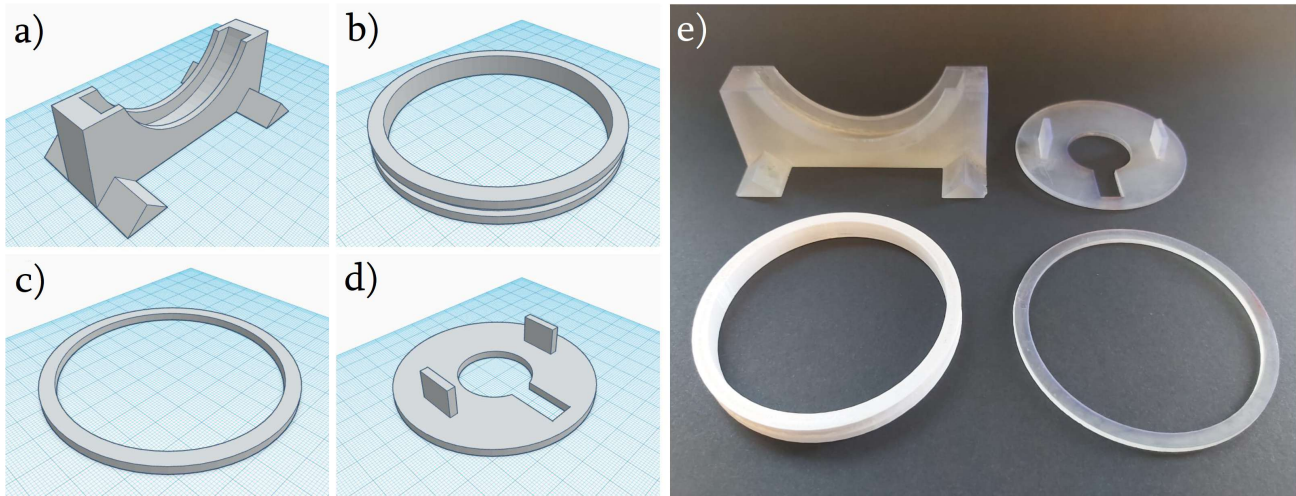


Figura 4.3: Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. a) Base circular. b-c) Soportes circulares primario y secundario respectivamente. d) Máscara para la aplicación de los electrodos. e) Piezas una vez impresas.

Para el pre-estiramiento biaxial se utilizaron los mismos elementos que en el caso equibiaxial, pero con geometría cuadrada, figuras 4.4.a-c, ya que con dicha geometría resulta más sencillo controlar pre-estiramientos distintos en los ejes. Para la aplicación de los electrodos se diseñó de forma análoga una máscara cuadrada, figura 4.4.d. Además, en la figura 4.4.e se muestran las piezas impresas.

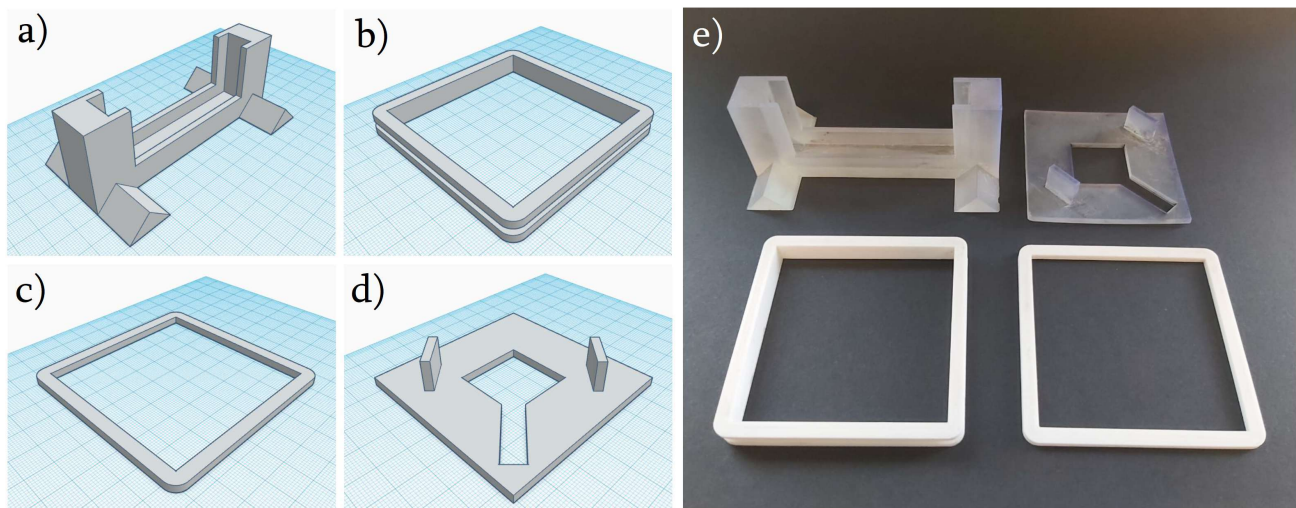


Figura 4.4: Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento biaxial. a) Base cuadrada. b-c) Soportes cuadrados primario y secundario respectivamente. d) Máscara para la aplicación de los electrodos. e) Piezas una vez impresas.

En cuanto al pre-estiramiento uniaxial, debido a que el dieléctrico se somete a mayores deformaciones en un solo eje, se opta por un marco cuadrado, pero con dos aristas opuestas redondeadas, figuras 4.5.a-b, de forma que al situar la banda elástica, la tensión sea homogénea sobre el elastómero y no se concentre en los vértices generando un pre-estiramiento irregular o roturas. Como base se utilizó el del caso equibiaxial y como máscara, el del biaxial. En la figura 4.5.c se presentan las dos piezas extras impresas.

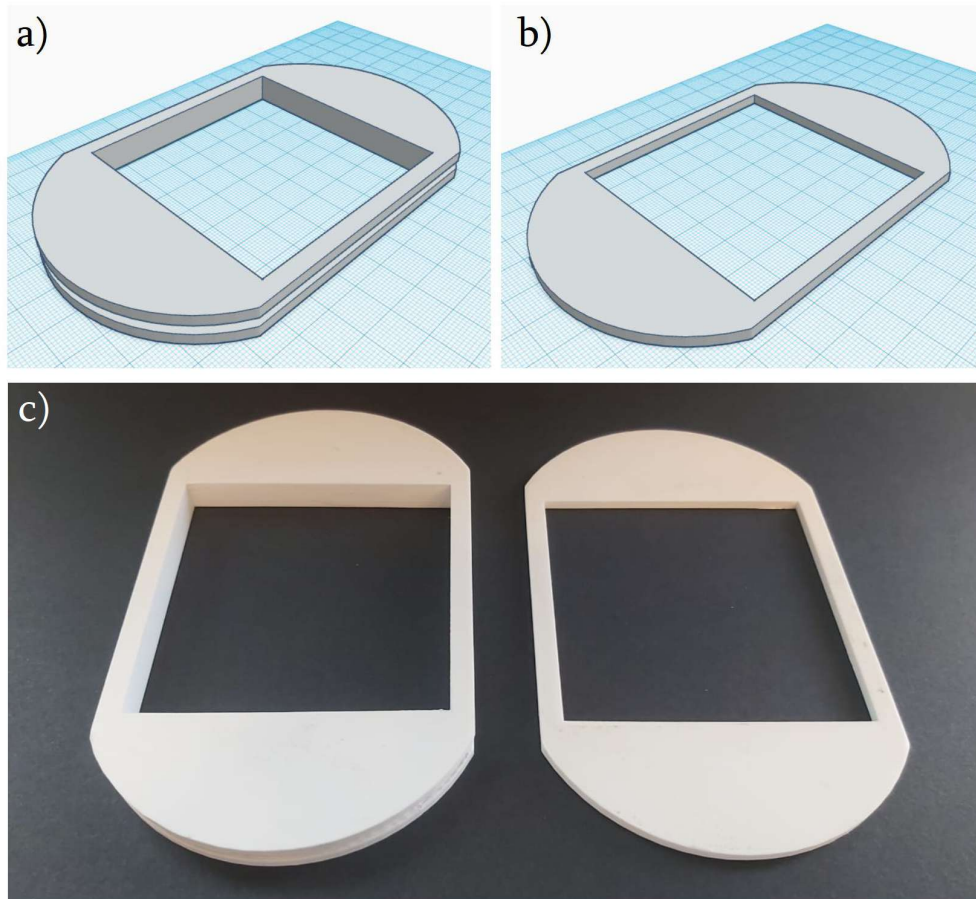


Figura 4.5: Diseños 3D de las estructuras para los ensayos de pre-estiramiento uniaxial. a) Soporte cuadrado ovalado primario. b) Soporte cuadrado ovalado secundario. c) Piezas impresas.

Para más detalles sobre las dimensiones de cada pieza, ver Anexo A.

4.3.1. Conexión eléctrica

A modo de fuente de alto voltaje, se utilizó la fuente HCN 140-35000, de FUG[®], proporcionada por el Departamento de Física de la FCFM de la Universidad de Chile. Y para medir parámetros eléctricos se empleó un multímetro U1461A True RMS, de Keysight[®].

4.4. Caracterización de los DEA's

En las figuras 4.6-4.8 se presenta la notación empleada para caracterizar la actuación de los DEA's. Los factores de pre-estiramiento λ_{pre} se representan mediante λ_i , siendo i el subíndice que indica el eje en el que se está pre-estirando. Por otro lado, la actuación lineal se calcula como la variación porcentual del largo de la zona activa (con electrodo), y se utiliza la notación Ψ_j , con j el subíndice que indica la dirección de la actuación. Por último, la actuación en área se calcula como el aumento porcentual del área de la zona activa y se representa mediante Ψ_A .

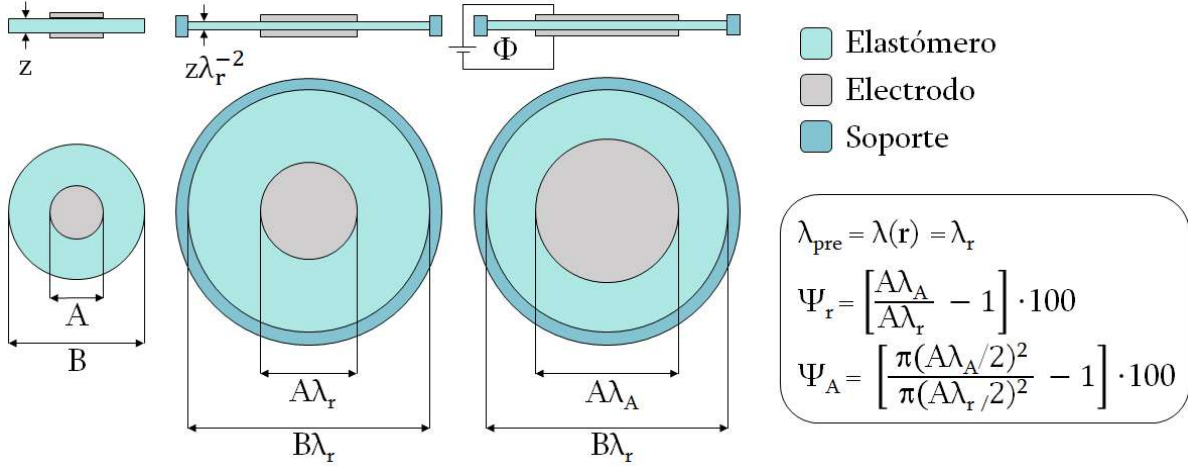


Figura 4.6: Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento equibiaxial. A y B: diámetro de la zona activa y el DEA, previo al pre-estiramiento. λ_r : factor de pre-estiramiento. λ_A : factor de actuación. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.

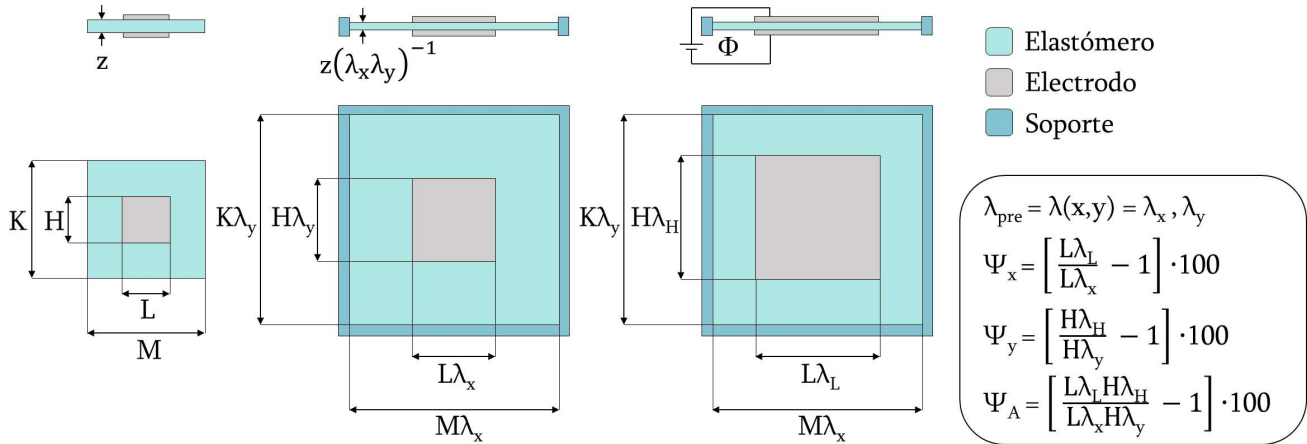


Figura 4.7: Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento biaxial. L y H: largo y alto de la zona activa, previo al pre-estiramiento. M y K: largo y alto del DEA, previo al pre-estiramiento. λ_x y λ_y : factores de pre-estiramiento horizontal y vertical. λ_L y λ_H : factores de actuación horizontal y vertical. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.

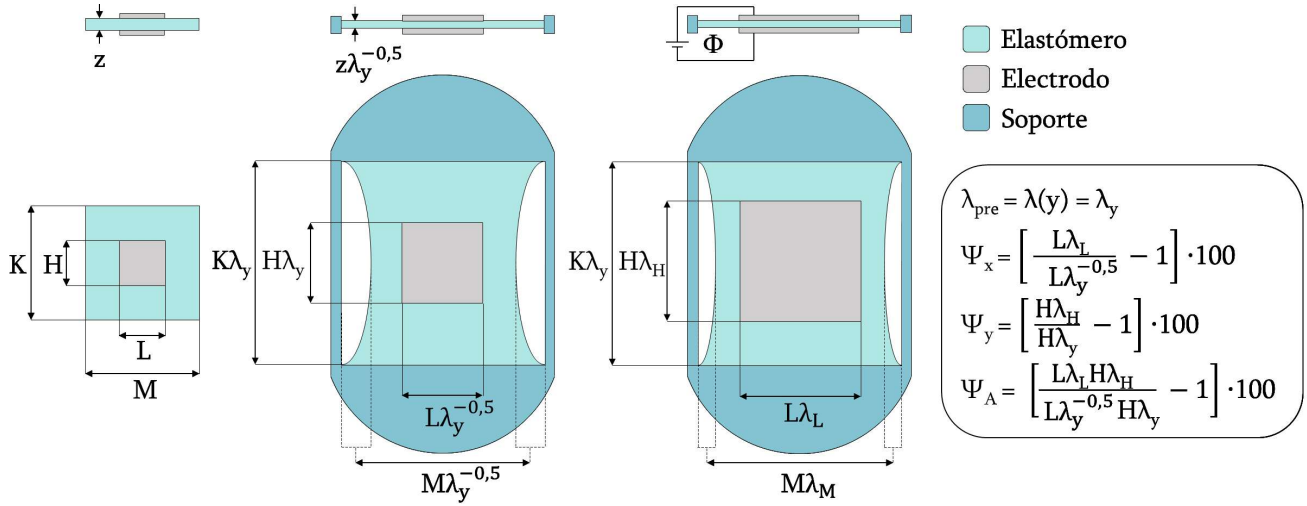


Figura 4.8: Caracterización y notación para los ensayos de actuación con pre-estiramiento uniaxial. L y H: largo y alto de la zona activa, previo al pre-estiramiento. M y K: largo y alto del DEA, previo al pre-estiramiento. λ_y : factor de pre-estiramiento vertical. λ_L y λ_H : factores de actuación horizontal y vertical. z: grosor del dieléctrico. Φ : voltaje.

Nota: los electrodos se aplicaron sobre los dieléctricos una vez pre-estirados y fijados al marco correspondiente, esto con el objetivo de no aumentar la resistencia de los electrodos producto de la deformación.

4.4.1. Condiciones óptimas de operación

Según lo reportado por Akbari et al. [53], existe un factor de pre-estiramiento “óptimo” o mínimo, λ_{pre}^* , desde el cual las curvas de $\Phi(\lambda)$ son monótonamente crecientes y se elimina la inestabilidad electromecánica. Para determinar λ_{pre}^* se realizaron curvas de actuación/voltaje variando λ_{pre} según cada tipo de pre-estiramiento. Sumado a lo anterior, también se evaluó la posibilidad de que los *films* presentaran roturas en el proceso de pre-estiramiento, factor que juega un rol crucial a la hora de elegir λ_{pre}^* , ya que se debe encontrar un factor que facilite reproducibilidad.

Para analizar las variables que maximizan la actuación del DEA y minimizan el voltaje de operación, se varió el grosor inicial de los elastómeros previo al pre-estiramiento, donde se utilizaron películas de espesor $z = 0,85$ y $1,1 \pm 0,1$ mm; y dentro de cada uno de los dos grupos, se trabajó con un rango de pre-estiramientos de forma que el grosor final, es decir, una vez pre-estirado, también fuera distinto.

4.4.2. Comparación de los electrodos

Para determinar el rendimiento de los MC's de E30/GC 13% y E30/GC 9%/MWCNT 2,5% como potenciales electrodos para actuadores, se realizaron ensayos empleando las condiciones de operación óptimas antes descritas y, se compararon los resultados con DEA's con GC como electrodos.

4.5. Montaje de los DES's

En la figura 4.9.a se presenta la estructura y elementos de los DES's fabricados, por un lado se encuentra el MC central que actúa como dieléctrico, luego se adhiere un electrodo en cada superficie, cuidando que no haya contacto entre ellos, en los extremos izquierdo y derecho se sitúan dos placas de cobre para la conexión eléctrica al equipo de medición y, por último se cubre todo el sistema por dos capas de E30 para aislarlo eléctricamente. Además, en la figura 4.9.b también se presenta la estructura y elementos de los sensores piezorresistivos que se emplearon para comparar el desempeño de los DES's.

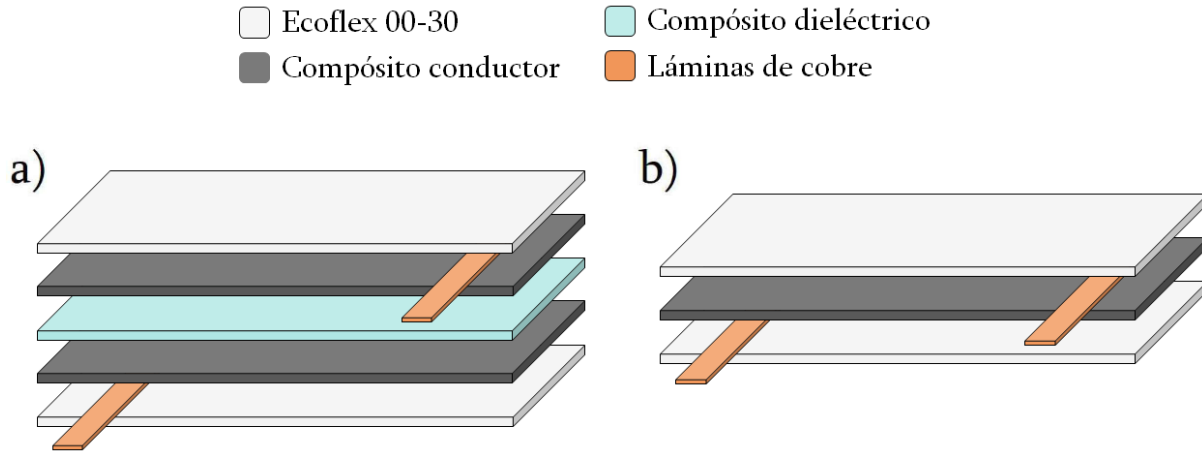


Figura 4.9: Esquema de los sensores fabricados. a) Diagrama de los sensores capacitivos, DES's, conformados por un dieléctrico central y dos compósitos conductores a modo de electrodos. b) Diagrama de los sensores piezorresistivos, conformado exclusivamente por un compósito conductor. Ambos sistemas poseen dos placas de cobre en extremos opuestos para la conexión al equipo de medición y, dos películas de E30 para aislarlos eléctricamente.

4.6. Caracterización de los DES's

Para evaluar la respuesta electromecánica de los sensores, se efectuaron dos ensayos de tracción en el equipo Instron EMIC 23-5D. En el primero se realizó un ciclo de tracción y contracción, alcanzando el 100 % de deformación a una velocidad de 60 mm/s. Por otro lado, el segundo ensayo consistió en 50 ciclos de tracción y contracción hasta el 100 % de deformación, aunque en este caso, a una velocidad de 600 mm/s.

Para los DES's, en ambos experimentos se midió la capacitancia en tiempo real con la ayuda de un multímetro EX330 AutoRanging de Extech Instruments[®]. Y para caracterizar su sensibilidad, se utilizó el factor de gauge capacitivo (c-GF por *capacitive gauge factor*), que viene dado por la ecuación 4.6:

$$c\text{-GF} = \frac{\Delta C/C_0}{\Delta L/L_0}, \quad (4.6)$$

donde ΔC es la variación de la capacitancia, C_0 la capacitancia inicial, ΔL la variación del largo del DES y L_0 el largo inicial.

En cuanto a los sensores piezorresistivos, fueron sometidos a los mismos ensayos antes descritos, con la diferencia que se midió resistencia y se utilizó un multímetro U1461A True RMS de Keysight® y, una fuente B2901A de Keysight®. Y para caracterizar su sensibilidad, se utilizó el GF, que viene dado por la ecuación 4.7:

$$\text{GF} = \frac{\Delta R/R_0}{\Delta L/L_0}, \quad (4.7)$$

donde ΔR es la variación de la resistencia, R_0 la resistencia inicial, ΔL la variación del largo del sensor y L_0 el largo inicial.

5 | Resultados y discusión

5.1. Caracterización de los compósitos

5.1.1. Propiedades dieléctricas

La conductividad, σ , del Ecoflex 00-30 (E30) resultó en un orden de magnitud de 10^{-9} S/m como es de esperarse de una silicona. La adición de 1, 4 y 7% de grasa de carbono (GC) p/p no produjo aumentos significativos de σ , aunque el umbral de percolación se alcanza poco después en torno al 10%, ver figura 5.1, curva negra. Una vez superado el umbral, σ alcanza valores máximos de 10^{-3} S/m al 13% de GC, donde, a partir de dicho valor, la adición de GC no mejora la conductividad del elastómero, sino que la mantiene, sumado a que fracciones tan altas de inclusiones terminan repercutiendo negativamente en las propiedades mecánicas del elastómero y resulta infactible medirle otras propiedades eléctricas o mecánicas.

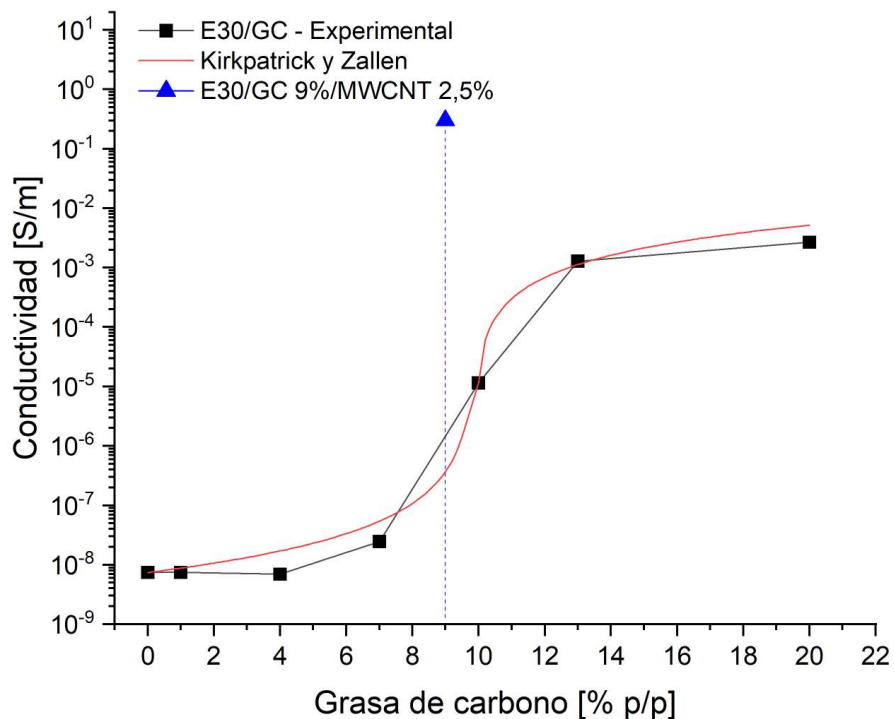


Figura 5.1: Curva de percolación de los compósitos de E30/GC y E30/GC/MWCNT. En negro se presenta la conductividad experimental en escala logarítmica, en rojo el ajuste según el modelo simplificado de Kirkpatrick y Zallen, y en azul la conductividad del compósito con E30/GC 9%/MWCNT 2,5%.

Los valores de σ alcanzados al 13 % de GC se encuentran en el mismo orden de magnitud que los reportados por Bozlar et al., aunque en dicho trabajo se utilizó un 3 % de negro de carbón [17]. La diferencia en la concentración se debe principalmente a que la GC posee una composición de negro de carbón y grafito en una solución de aceite sintético [72], por lo que la fracción real de partículas conductoras se encuentra por debajo del 13 %.

En cuanto al comportamiento de la curva de percolación, esta coincide con el modelo de percolación estadística simplificado de Kirkpatrick y Zallen, ver figura 5.1, curva roja [86]. Para realizar los ajustes, se dividió la curva de conductividad en dos secciones separadas por el volumen de percolación, el cual se consideró como $V_c = 10\%$. El ajuste del tramo correspondiente a $V > V_c$ se calculó según la ecuación 2.8, donde se tomó $\sigma_r = 1 \cdot 10^{-1}$ S/m como la conductividad de las inclusiones y $t = 1,3$ como el factor de dimensionalidad estándar [87]. Mientras que en la sección en que $V < V_c$, se graficó según la ecuación 2.9, siendo $\sigma_0 = 7,4 \cdot 10^{-9}$ S/m la conductividad obtenido para el E30, y $q = 1,61$ según lo reportado en literatura [88].

Cabe destacar que se tomaron como equivalentes los % p/p y % v/v para los ajustes, ya que la diferencia de densidades de los componentes se consideró despreciable, al ser de $\approx 0,01$ g/cm³, equivalente a un error de $\approx 0,1\%$ al hacer la conversión.

Sumado a lo anterior, para aumentar la magnitud de la conductividad de los MC's de E30/GC, también se realizaron pruebas añadiendo nanotubos de carbono de pared múltiple (MWCNT) al sistema; de esa forma se fabricó un MC conductor compuesto por E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, que registró una conductividad $\sigma = 3,0 \cdot 10^{-1}$ S/m, dos ordenes de magnitud por encima de la percolación del E30/GC, figura 5.1, punto azul, efecto que es de esperar dada la naturaleza de los MWCNT.

Dicho MC's es comparable al elastómero fabricado por Nicolau-Kuklińska et al., que utilizó 20 % de GC y 2 % de MWCNT sobre una matriz de silicona Sylgard, obteniendo una conductividad de $\sigma = 5$ S/m, solo un orden de magnitud por encima del E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % aquí fabricado [85].

En cuanto a la viabilidad de utilizar los MC's antes presentados como electrodos para su aplicación en polímeros electroactivos (EAP's), para el caso de los actuadores de elastómeros dieléctricos (DEA's), se ha reportado que es necesaria una conductividad de al menos 10^{-6} S/m, por lo que en teoría y, desde un punto de vista de solo las propiedades eléctricas, es factible utilizar los MC's E30/GC 10 %, E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % [17], mientras que para el caso de los sensores de elastómeros dieléctricos (DES's), solo el MC de E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % posee una conductividad lo suficientemente alta [16].

Referente a la constante dieléctrica, ϵ_r , del E30, se midió un valor de 5,3, en el mismo orden de magnitud a los 3,4 - 3,5 reportados, aunque sobrestimado, lo que se atribuye principalmente al instrumental utilizado [25]. La adición de GC en bajas cantidades produjo un aumento progresivo de ϵ_r hasta 7,1, valor que se alcanza al 10 % de inclusiones. El posterior aumento de la concentración de GC llevó a un incremento exponencial de la constante dieléctrica, siendo el punto de inflexión, en torno al 10 - 11 %, lo que se condice con el volumen de percolación eléctrica de la figura 5.1. Finalmente, una vez superado el umbral se alcanzó un máximo valor de 16,5 al 13 % de GC, ver la figura 5.2, curva negra.

Es preciso destacar que el aumento de ϵ_r se explica a través del fenómeno de Maxwell-Wagner-Sillars, donde las partículas conductoras acumulan cargas en torno a ellas mejorando la capacidad de polarización del polímero. En consecuencia, resulta interesante la adición de partículas de alta constante dieléctrica al sistema E30/GC, pues, el sistema de tres fases presentaría una mayor polarización producto de la formación de micro-condensadores al interior del MC [29][159]

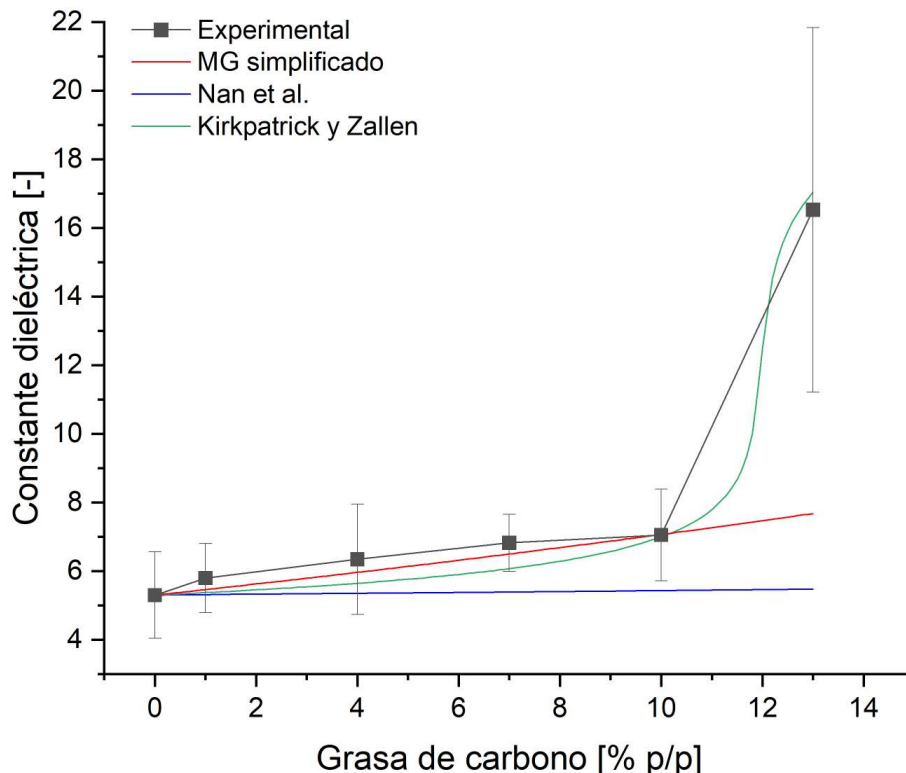


Figura 5.2: Constante dieléctrica de los compósitos de E30/GC. En negro se presenta la constante dieléctrica experimental, en rojo el ajuste de Maxwell-Garnett simplificado considerando partículas conductoras en una matriz aislante [34], en azul el ajuste según Nan et al., que toma en cuenta la geometría de las inclusiones [35] y, en verde el ajuste según la teoría de percolación de Kirkpatrick y Zallen [86].

Como se mencionó anteriormente, la curva posee un carácter exponencial, lo que se condice con los modelos EMT de Maxwell-Garnett (MG) y Nan et al., aunque ambos prevén el punto de inflexión exponencial a volúmenes de inclusiones mucho mayores, en torno a 50 - 60 % [34][35].

Para el ajuste según el modelo de MG, se utilizó su versión simplificada, ecuación 2.2 [34], la que considera que $\sigma_r \gg \sigma_0$, es decir, que las inclusiones son mucho más conductoras que la matriz polimérica. Para el ajuste, se utilizó $\epsilon_m = 5,3$, obtenida experimentalmente, como la constante dieléctrica de la matriz, con lo que se obtuvo el mejor ajuste en la porción lineal de la curva (0 - 10 %), ver la figura 5.2, curva roja.

En relación al modelo de Nan et al. [35], este añade variables extra al modelo, tomando en cuenta que las inclusiones son líquidas, poseen geometría elipsoidal y una orientación respecto al eje en que se mide la constante dieléctrica. Para el ajuste se utilizaron las ecuaciones 2.3, 2.4 y

2.5, y como parámetros se utilizaron los obtenidos por Bartlett et al. para el sistema E30/EGaIn, donde la relación de aspecto fue de $p = 1,49$ y $\langle \cos^2\theta \rangle = 1/3$, equivalente a elipsoides orientadas de manera aleatoria [12]. Con dicho ajuste se obtiene una curva de pendiente de 0,013, considerablemente menor a la de MG de 0,183, ver la figura 5.2, curva azul; esto último se debe a que el sistema no cumple con los supuestos del modelo, ya que las inclusiones estrictamente son negro de carbón con grafito en una matriz orgánica, es decir, son partículas sólidas suspendidas, al contrario de, por ejemplo, el EGaIn que efectivamente se comporta como inclusiones líquidas de geometría elipsoidal.

Por otro lado, el modelo de percolación de Kirkpatrick y Zallen se ajusta de forma similar al de MG simplificado en la sección lineal, pero explica el aumento exponencial de ε_r en torno a la percolación, ver la figura 5.2, curva verde [86]. Dicho comportamiento ha sido visto antes en sistemas con inclusiones en base a carbono, como el caso del trabajo de Wang et al., donde se utilizó PVDF con MWCNT [44] y se observó un comportamiento en ε_r como el presentado en la ecuación 5.1:

$$\varepsilon_r \propto \varepsilon_{polimero}(V_c - V)^{-s}, \quad V < V_c, \quad (5.1)$$

en consecuencia, se utilizó el mismo ajuste de la curva de conductividad, ecuaciones 2.8 y 2.9, pero considerando como umbral de percolación $V_c = 12\%$, $\varepsilon_0 = 5,3$, $q = 0,155$, $\varepsilon_f = 27$ y $t = 0,1$.

En cuanto al polímero con GC y MWCNT, no fue factible medir ε_r , debido a la imposibilidad de fabricar un condensador por la baja rigidez eléctrica del material, pero se prevé una constante dieléctrica superior a la del E30/GC 13 % dada la presencia de los MWCNT [44].

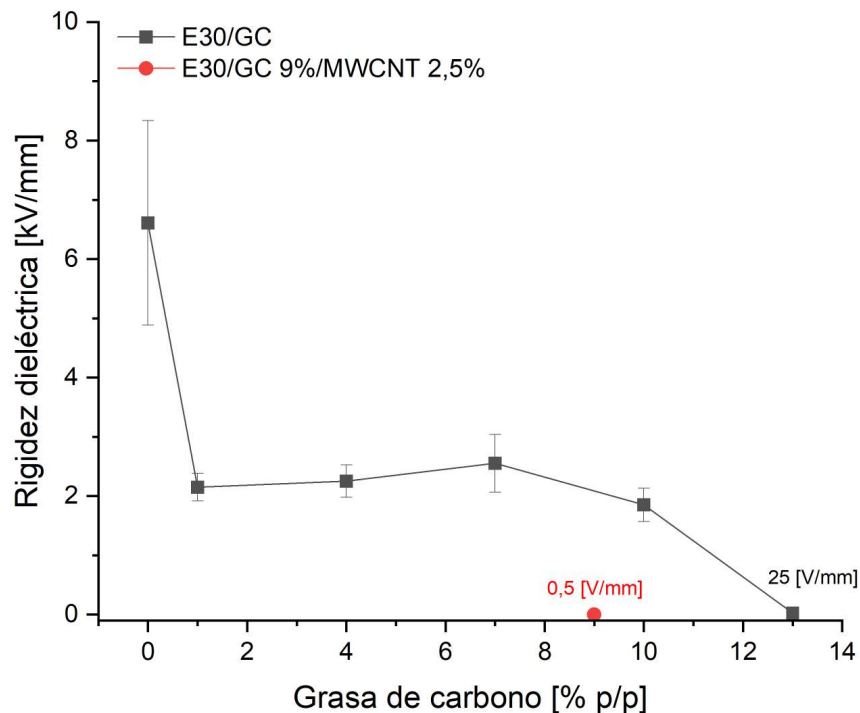


Figura 5.3: Rigidez dieléctrica de los MC's de E30/GC y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%. La adición de GC desencadena un descenso abrupto en la rigidez dieléctrica del polímero. De manera equivalente, esto se repite al añadir MWCNT, aunque, dada la alta conductividad de los MWCNT, el efecto se da en mayor escala.

La rigidez dieléctrica medida del E30 fue de $E_b = 6,6 \text{ kV/mm}$, ver la figura 5.3, valor que se encuentra por debajo de lo reportado, ya que oscila entre $14 - 32 \text{ kV/mm}$ [36][40]. Dicha disminución se atribuye a una mala adhesión de los electrodos a la superficie de los dieléctricos [160]. Al añadir GC, E_b desciende abruptamente a cerca de 2 kV/mm , donde se mantiene constante hasta el 10 % de GC. Luego, una vez superado el umbral de percolación, E_b disminuye a 25 V/mm , punto en que la conductividad es máxima, indicando así consistencia con la curva de conductividad, figura 5.1. A pesar de lo anterior, se espera menor E_b al 10 % de GC considerando la conductividad al mismo volumen. Y de forma similar al E30/GC 13 %, el MC E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % expuso una rigidez dieléctrica inferior a $0,5 \text{ V/mm}$, valor que se condice con la conductividad medida.

El comportamiento de la curva de rigidez dieléctrica es análogo al reportado por Pan et al., donde se utilizó el sistema Sylgard 184/EGaIn [36], en particular a la curva de tamaño de partícula de $10 \mu\text{m}$, lo que sugiere un orden de magnitud micrométrico para la GC. Además, debido al rápido descenso de E_b al superar la percolación, el MC con 13 % de GC se considera como una mejor opción para ser empleado como electrodo en DEA's que el E30/GC 10 %, pues, este último puede propiciar la formación de arcos eléctricos indeseados o un campo eléctrico no homogéneo a lo largo del DEA, debido al orden de magnitud de su rigidez dieléctrica.

Por otro lado, los MC's exponen un aumento de ϵ_r y una reducción de E_b al agregar GC, pero, dado el orden de magnitud de σ y E_b en los MC's de E30/GC, aún se consideran como potenciales candidatos para dieléctricos en DES's.

5.1.2. Propiedades mecánicas

En la figura 5.4 se presentan las curvas de esfuerzo/deformación obtenidas para los MC de E30/GC, además, en la tabla 5.1 se encuentran los resultados de los ensayos de tracción. Para más detalle de las curvas, ver anexo B.

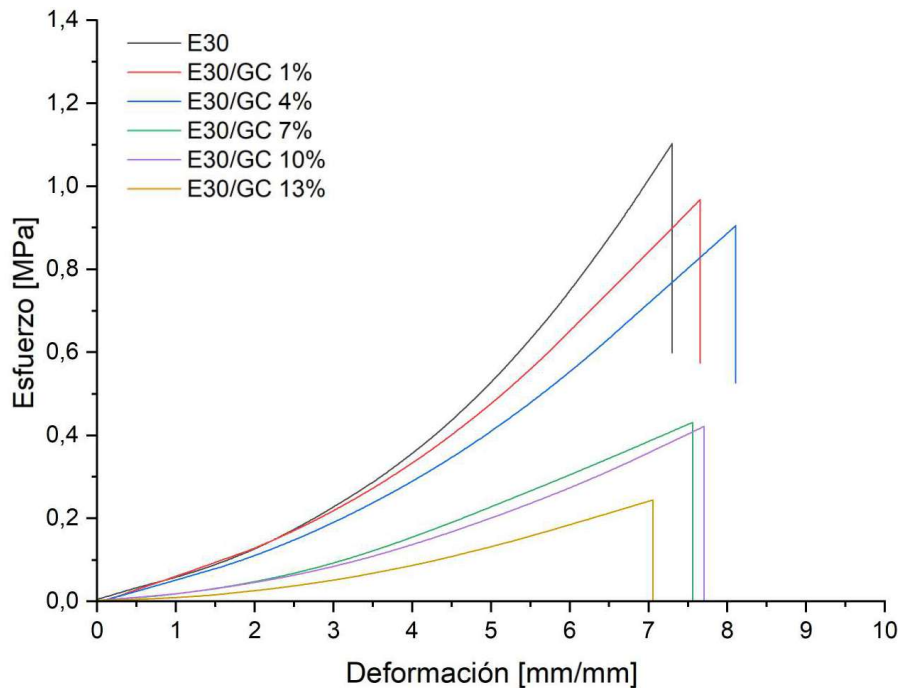


Figura 5.4: Curvas de esfuerzo/deformación obtenidas mediante ensayos de tracción para cada compósito de E30/GC.

Tabla 5.1: Propiedades mecánicas de los compósitos de E30/GC, donde se presenta el módulo de Young, Y , esfuerzo de rotura, σ_{max} , y extensibilidad máxima, ε_{max} .

Material compuesto	Y [kPa]	σ_{max} [kPa]	ε_{max} %
E30	97 ± 8	998 ± 109	728 ± 34
E30/GC 1 %	98 ± 6	1121 ± 352	772 ± 69
E30/GC 4 %	70 ± 8	881 ± 127	826 ± 61
E30/GC 7 %	32 ± 3	360 ± 84	766 ± 42
E30/GC 10 %	33 ± 5	415 ± 58	769 ± 47
E30/GC 13 %	13 ± 3	210 ± 47	671 ± 93

Se reporta en la literatura que el E30 posee un módulo de Young, $Y = 69$ kPa, tensión de rotura, $\sigma_{max} = 1400$ kPa y extensión de rotura, $\varepsilon_{max} = 900$ % [40], valores similares y en los mismos ordenes de magnitud que los obtenidos, ver la figura 5.4, curva negra, y tabla 5.1, fila E30.

Según la teoría de Eshelby [49], ecuación 2.6, el módulo de Young de los MC depende principalmente del módulo de las inclusiones, E_i , y de la matriz, E_m , donde mientras más rígida las inclusiones, más aumenta el módulo del MC y viceversa. En posteriores trabajos, Style et al. [50] establece rangos para las inclusiones, donde se considera que: $1 \text{ MPa} < E_i < 1 \text{ TPa}$ son consideradas inclusiones rígidas, $129 \text{ kPa} < E_i < 1 \text{ MPa}$ son inclusiones blandas o suaves, y $0 \text{ kPa} < E_i < 129 \text{ MPa}$ corresponden a inclusiones líquidas. En la figura 5.5 se grafican los rangos antes presentados, zonas roja, verde y azul respectivamente, considerando $E_m = 97$ kPa.

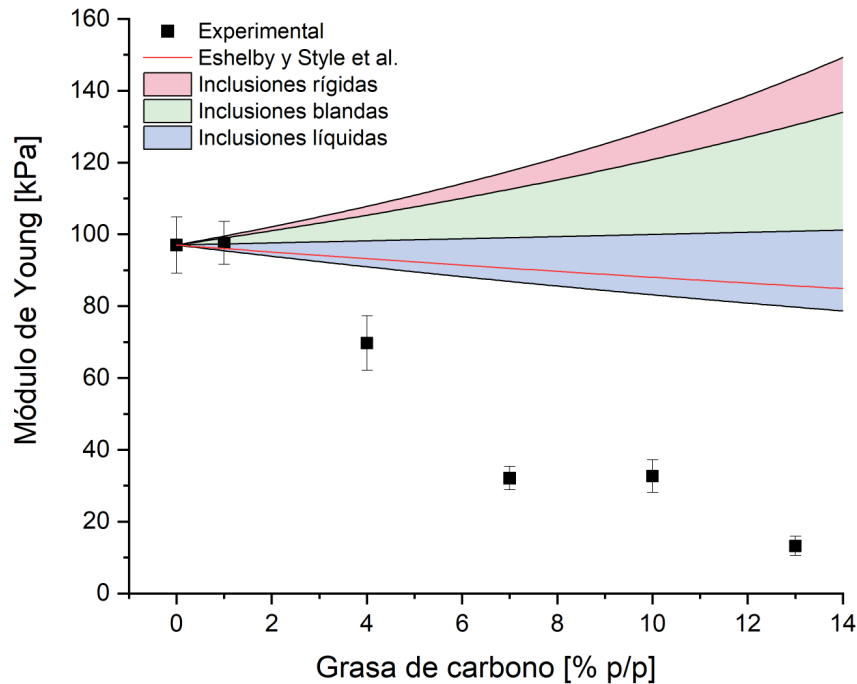


Figura 5.5: Módulo de Young experimental y teórico para MC's. En negro se muestran los resultados de los ensayos de tracción. La curva roja corresponde al comportamiento esperado según los modelos de Eshelby [49] y Style et al. [50]. Además se ilustran tres áreas, en rojo, verde y azul indicando los módulos teóricos de MC's con inclusiones rígidas, blandas y líquidas respectivamente.

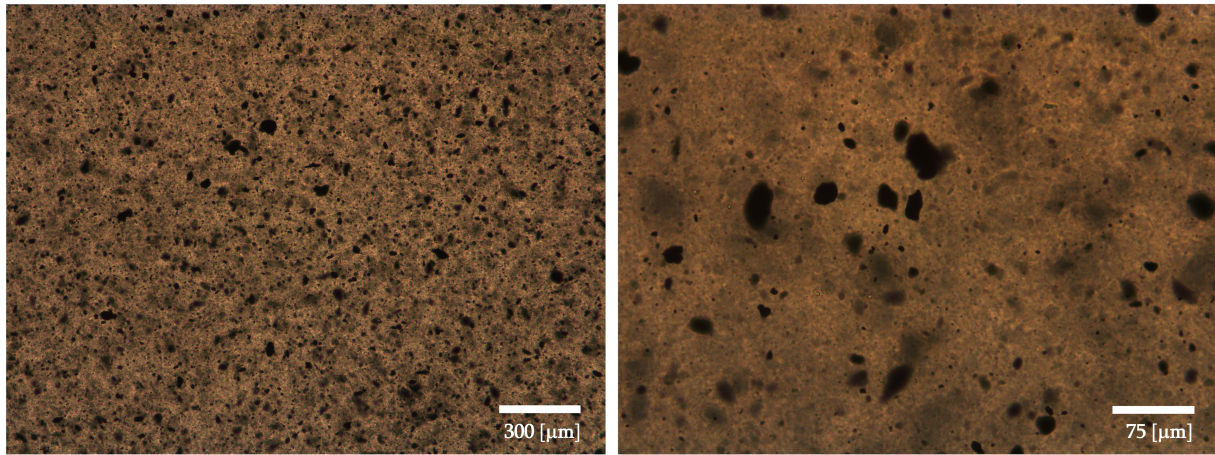


Figura 5.6: Microscopía del compuesto de E30/GC 0,5 %. Se observa una dispersión homogénea con algunos aglomerados como es de esperarse. Mediante un análisis de las imágenes se estima que el tamaño de las partículas oscila entre 15 y 25 μm .

Para realizar el ajuste del módulo de Young con inclusiones de GC, se consideró la ecuación de Eshelby, en donde E_i se determinó según el modelo de Style et al. [50], ecuación 2.7, el que toma en cuenta el efecto del tamaño de las partículas y el fenómeno de la tensión superficial. En la figura 5.5, curva roja, se presenta el ajuste obtenido, donde se consideró un tamaño de partícula de $r = 20 \mu\text{m}$, obtenido mediante microscopía, figura 5.6, y una tensión superficial de $\gamma = 0,0277 \text{ Pa m}$, valor promedio que poseen los aceites minerales [161].

Ya que los ajustes subestiman el efecto de la GC, se cree que existen variables no consideradas en los modelos que afecten el módulo de Young, como interacciones químicas en el sistema matriz-inclusión que interfieren e inhiben el correcto entrecruzamiento de las cadenas. Dicho fenómeno se condice con el aumento en el tiempo de curado de los MC's, siendo de $\approx 1 \text{ h}$ a $25 \text{ }^\circ\text{C}$ para el E30, tiempo que aumenta exponencialmente a cerca de 12 h cuando se trabaja en torno a 4 - 7 % de GC, y entre 18 - 24 h con cargas del 10 - 13 % para un curado parcial, y $\approx 48 \text{ h}$ para un curado completo.

En cuanto a la tensión de rotura, σ_{max} , y extensión de rotura, ε_{max} , se obtuvo una disminución considerable del segundo con la adición de GC, hasta un 20 % del valor original, volviendo al MC mucho más susceptible al fallo mecánico, aunque, por otro lado, ε_{max} se mantuvo en un rango $\pm 15 \%$ indicando que la flexibilidad del material no se vio comprometida por las inclusiones. Sumado a lo anterior, se observa que ambos parámetros se comportan de manera análoga al de los MC's de Yang et al. según lo esperado, ya que en dicho trabajo el MC posee inclusiones rígidas de BaTiO_3 y plastificante de aceite de silicona, sistema equivalente al de la GC [15].

Por otro lado y como se comentó en la sección 2.2, la adherencia de los electrodos es un elemento crucial para los EAP's, por ende, para evaluar si la adición de GC mejora dicha característica, se realizaron ensayos de adhesión para los MC's fabricados, ver la figura 5.7.

En primer lugar, la GC y el E30 por sí solos poseen una baja adherencia del orden de los $15 \pm 2 \text{ mN}$. Al añadir bajas cantidades de GC, entre 1 y 4 %, la fuerza no aumenta significativamente, mientras que al aumentar la concentración a 7 y 10 %, la adherencia se duplica a 30 mN y cuadruplica a 57 mN respectivamente. Luego, al elevar la concentración de GC a un máximo de 13 %, la fuerza de adhesión se incrementa aún más, alcanzando valores superiores a 100 mN.

se obtiene un MC de difícil manipulación, que además, en caso de tener contacto consigo mismo, resulta en una unión irreversible; dicho MC registró una fuerza de adhesión de 82 mN. Por último, el MC con GC y MWCNT registró la mayor adhesión, siendo de 104 mN, es decir, casi siete veces más que la GC.

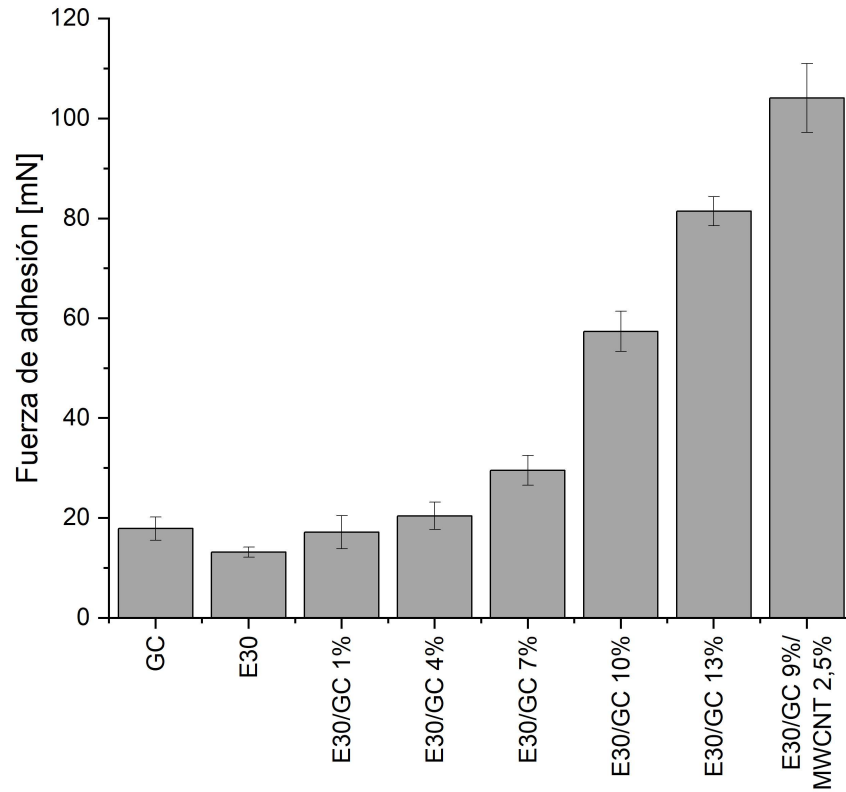


Figura 5.7: Fuerza de adhesión generada por: GC, E30, MC's de E30/GC y E30/GC/MWCNT hacia un *film* de E30. Se observa una proporción directa entre la concentración de grasa y la fuerza de adhesión de los *films*, caso análogo al compuesto con MWCNT.

Existe una relación directa entre el curado incompleto de los MC's con la fuerza adhesión de los mismos, lo que sugiere que la tendencia vista en la figura 5.7 sea producto de grupos funcionales de la silicona expuestos en la superficie [162][163]. Dicho fenómeno, además explicaría porqué el MC E30/GC 9%/MWCNT 2,5% obtuvo la mayor adherencia, a pesar de tener menos contenido de GC, pues, los MWCNT dispersos en su estructura interfirieron en el curado de la silicona, al nivel que el MC resultante se comportó como un pasta en lugar de un sólido, como se mencionó en la sección 2.1.1.

Debido a que los MC's E30/GC 10 y 13% y E30/GC 9%/MWCNT 2,5% expusieron una conductividad superior a 10^{-6} S/m y las mayores adherencias, los tres son factibles a ser utilizados como electrodos en DEA's. A pesar de lo anterior, el E30/GC 10% reportó una rigidez dieléctrica considerablemente mayor a los otros dos, siendo $2 \text{ kV/mm} \gg 25 \text{ V/mm} \gg 0,5 \text{ V/mm}$. Sumado a lo anterior, también presentó peores propiedades mecánicas para DEA's, al tener un módulo de Young de casi el triple que el obtenido para el E30/GC 13%, además de un 30% menos de adhesión. En consecuencia, solo se evaluará el desempeño del E30/GC 13% y E30/GC 9%/MWCNT 2,5% como potenciales electrodos para actuadores.

5.2. Desarrollo de un nuevo electrodo en base a Ecoflex y optimización de los DEA's

En primer lugar, para determinar los factores óptimos de operación, λ_{pre}^* , de cada modo de pre-estiramiento, se realizaron ensayos para la configuración equibiaxial, biaxial y uniaxial, ver la sección 2.3.1.2, utilizando E30 de grosor $z = 0,85$ y $1,1$ mm como dieléctrico y GC como electrodos. Una vez determinadas dichas condiciones óptimas, se comparó las actuaciones al variar el tipo de electrodo entre GC, E30/GC 13 % y E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %. Cabe destacar que, si bien el tipo de electrodo impacta la actuación de un DEA, su efecto es despreciable en λ_{pre}^* , ya que este último depende del material del dieléctrico, razón por la que se determina utilizando GC, para luego extrapolarlo a sistemas con el mismo dieléctrico pero distintos electrodos [17].

5.2.1. Equibiaxial

Para determinar el factor mínimo de pre-estiramiento equibiaxial, se evaluó el comportamiento de los DEA's variando λ_r desde 1,2 hasta 2,6. No se evaluaron $\lambda_r > 2,6$, ya que a partir de dicho valor el E30 comienza a presentar fallas en la estructura previo a la aplicación del voltaje.

En las figuras 5.8 y 5.9 se presentan las curvas de actuación/voltaje, $\Psi(\Phi)$, de la configuración equibiaxial; para ver el cálculo de las actuaciones, ver Sección 4.4. Las muestras de grosor inicial 0,85 mm obtuvieron en promedio mayores actuaciones máxima que las de 1,1 mm, en particular, un 30 % más en actuación lineal, Ψ_r , así como en área, Ψ_A . Mientras que a mayor el factor de pre-estiramiento, menor el grosor final y, si bien esto no implica mayores actuaciones, debido a la reducción de la resistencia dieléctrica, E_b , si se lograron mismas actuaciones a menores voltajes, equivalente a un desplazamiento de las curvas $\Psi(\Phi)$ hacia la izquierda. Además, para los DEA de 1,1 mm, el voltaje crítico promedio fue de $\Phi_{cr} = 13,2$ kV, mientras que para los de 0,85 mm, $\Phi_{cr} = 10,5$ kV, lo que se condice con el cálculo de la resistencia dieléctrica, ver sección 4.2.3 [54].

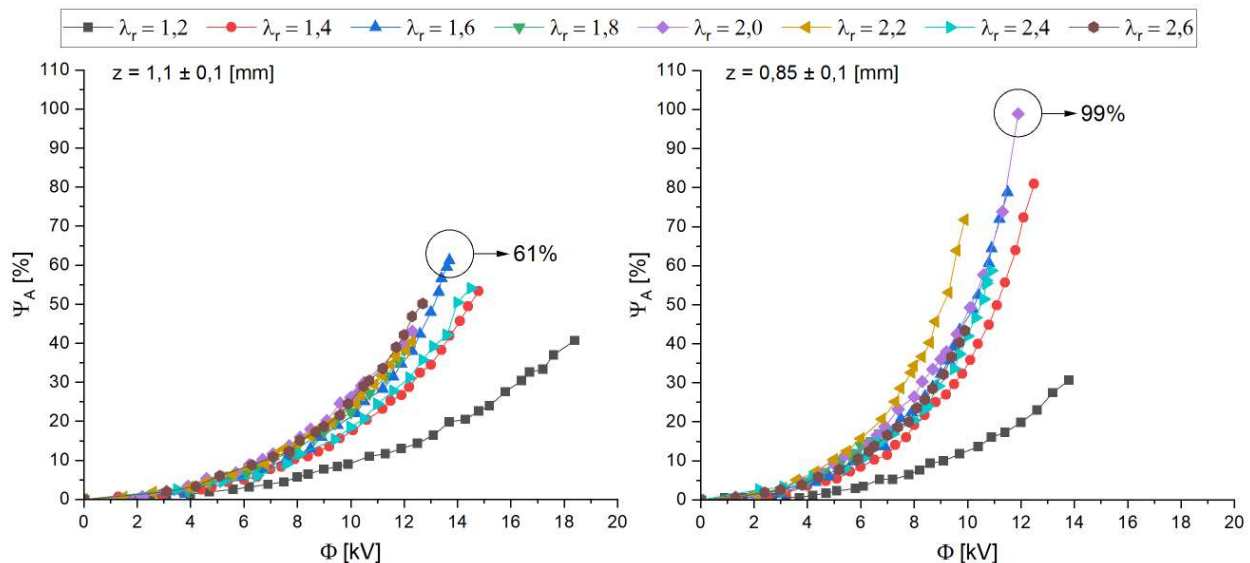


Figura 5.8: Ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , empleando GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_r = 1,2 - 2,6$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

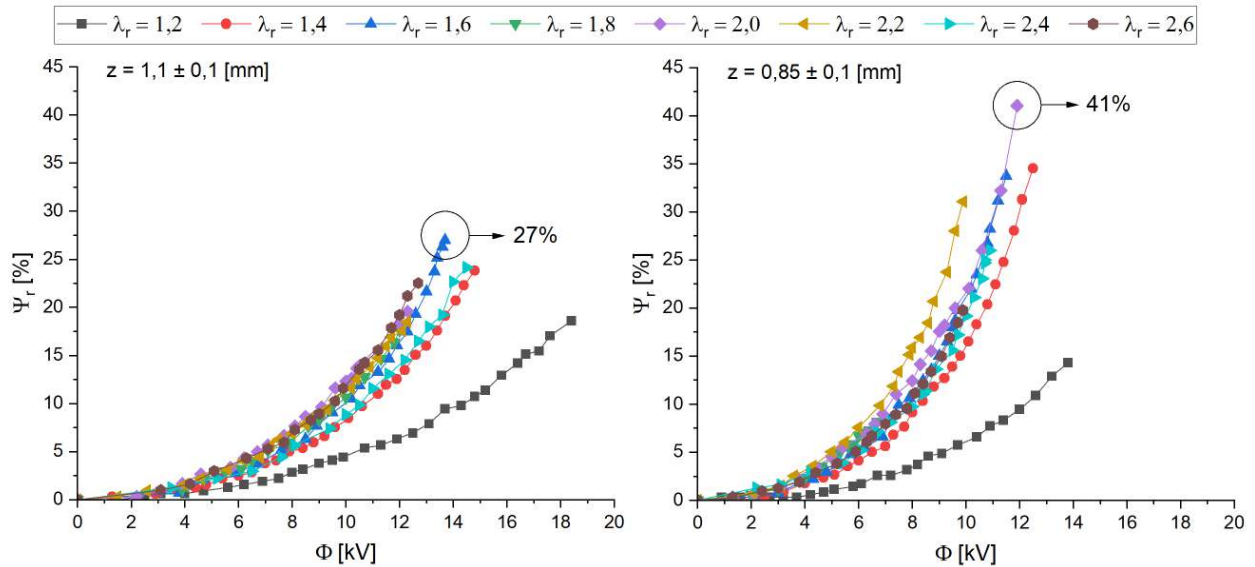


Figura 5.9: Ensayos de pre-estiramiento equibiaxial. Se presenta la actuación lineal, Ψ_r , en función del voltaje aplicado, Φ , empleando GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_r = 1,2 - 2,6$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

Finalmente, se determinó $\lambda_r^* = 1,4$, factor que coincide con lo reportado para siliconas similares, como Sylgard 186, con $\lambda_r^* = 1,5$ [53]. A pesar de lo anterior, durante los ensayos se observó pérdida de tensión a bajos factores de pre-estiramientos, ver la sección 2.3.1.3, por lo que, para evitar dicho fenómeno se incurrió en un factor de seguridad de $\approx 50\%$, esto último ya que se observó un desempeño análogo con factores de hasta $\lambda_r = 2,6$, figuras 5.8-5.9. En consecuencia, se trabajó considerando $\lambda_r^* = 2,0$ en lugar de $1,4$, ya que permite una actuación sin pérdida de tensión, pero sin llevar el dieléctrico a deformaciones extremas que puedan producir roturas.

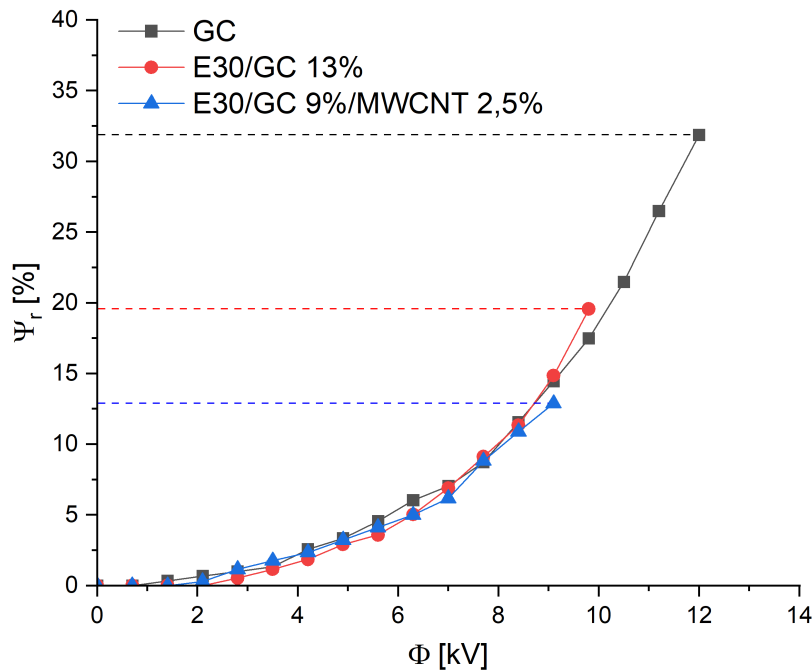


Figura 5.10: Comparación de la actuación lineal, Ψ_r , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro, E30/GC 13 %, rojo, y E30/GC 9 %/MWCNT 2,5 %, azul. Se utilizó un factor de pre-estiramiento equibiaxial $\lambda_r = 2,0$ y grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm.

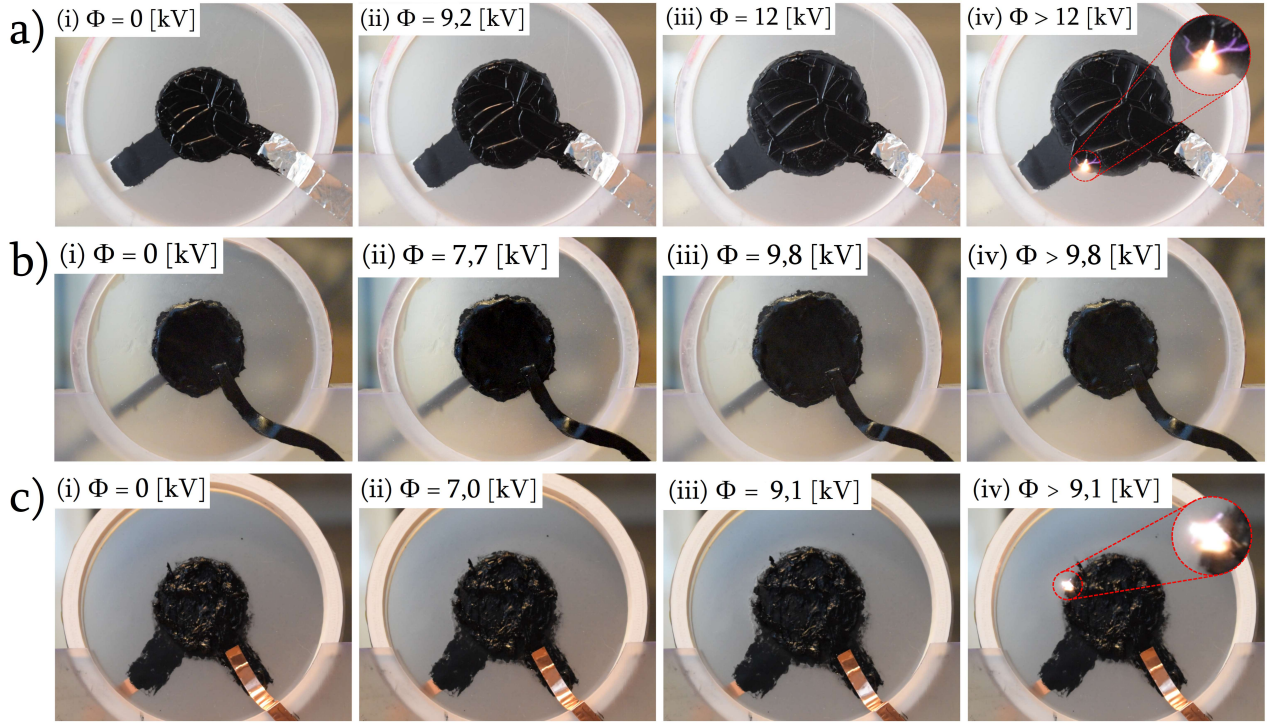


Figura 5.11: Comparación de la actuación de DEA's con factores de pre-estiramiento equibiaxial $\lambda_r = 2,0$, grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm y electrodos de a) GC, b) E30/GC 13 % y c) E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) actuación máxima y iv) al momento del colapso dieléctrico. Se destacan los DEA's con electrodos de GC y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % que tuvieron un arco eléctrico audible y visible.

Considerando las condiciones óptimas de operación, es decir, $\lambda_r = 2,0$ y $z = 0,85$ mm, se compararon las actuaciones de los sistemas empleando electrodos de GC, E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %. En la tabla 5.2 se presenta la actuación lineal, en área y voltaje crítico de los sistemas, en donde el electrodo de E30/GC 13 % presentó una actuación máxima tanto lineal como en área un 30 - 35 % menos respecto al DEA con grasa, y de forma análoga, al emplear E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % se obtuvo entre 45 - 50 % menos del caso con GC. Lo anterior se puede observar en las figuras 5.10 y 5.11.

La pérdida de actuación antes mencionada se atribuye principalmente a dos factores: en primer lugar, una disminución del voltaje crítico, que se puede deber a una mala aplicación del electrodo sobre el dieléctrico, que estaría generando burbujas en la interfase y, que a grandes voltajes propician la formación de arcos eléctricos en etapas tempranas [160]. Y si bien la diferencia de Φ_{cr} es baja, debido al comportamiento cuadrático de la curva $\Psi(\Phi)$, una variación de 1 kV en actuaciones en área, implica una diferencia de a lo menos $\pm 15\%$ de actuación.

En segundo lugar, se ha reportado que un electrodo afecta de manera despreciable la actuación de un DEA solo si se respeta la desigualdad de la ecuación 5.2:

$$Y_e z_e \ll Y_d z_d, \quad (5.2)$$

donde Y_e y z_e son el módulo de Young y grosor del electrodo, e Y_d y z_d son el módulo y grosor del dieléctrico [64]. De esta forma, reemplazando los datos del sistema de E30/GC 13 %: $Y_e = 13$ kPa,

$z_e = 1,0$ mm, $Y_d = 97$ kPa y $z_d = 0,2$ mm, se obtiene la desigualdad $13,0$ kPa mm \ll $19,4$ kPa mm, es decir, no se puede ignorar el efecto que tiene el electrodo sobre el sistema bajo las condiciones en que se realizaron los ensayos.

Entre las vías para mejorar las propiedades del electrodo y que no afecten de manera negativa la actuación de los DEA's, se encuentra: la fabricación directa del electrodo sobre el dieléctrico, de forma que se puedan obtener películas más delgadas y se mejore la adherencia del mismo evitando las burbujas en la interfaz.

Otra diferencia ocasionada por los distintos electrodos, es que los DEA's con GC y con E30/GC 9%/MWCNT 2,5% presentaron un colapso dieléctrico visible y audible al alcanzar el voltaje crítico Φ_{cr} , tal como se observa en las figuras 5.11.a en $\Phi > 12$ kV, y en la figura 5.11.c en $\Phi > 9,1$ kV, mientras que en los sistemas con E30/GC 13%, en ninguna ocasión hubo un arco eléctrico visible ni sonido asociado, figura 5.11.b, en $\Phi > 9,8$ kV. Este fenómeno se condice con la teoría de que existen burbujas en la interfaz del dieléctrico y el electrodo, ya que el aire posee una resistencia dieléctrica de 3 kV/mm a presión atmosférica [164], menor a la del E30 pre-estirado, por lo que el arco se estaría formando en el aire atrapado en la interfaz, lo que calienta la región circundante del dieléctrico y termina por quemar y debilitar el *film*.

Tabla 5.2: Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento equibiaxial empleando electrodos de GC, E30/GC 13% y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%. Se presenta el promedio de las actuaciones lineal y en área máximas, Ψ_r^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_r = 2,0$ y $z = 0,85$ mm.

Material electrodo	Ψ_r^{max} %	Ψ_A^{max} %	Φ_{cr} [kV]
GC	30 ± 2	70 ± 6	12 ± 2
E30/GC 13%	20 ± 5	43 ± 11	11 ± 3
E30/GC 9%/MWCNT 2,5%	17 ± 1	36 ± 1	10 ± 1

En cuanto al rendimiento de los DEA's aquí presentados, tabla 5.2, al utilizar GC como electrodo se alcanzó una máxima actuación en área de $\Psi_A^{max} = 70 \pm 6$ %, valor que se encuentra sobre el promedio de otros dieléctricos similares, como la silicona HS3, que al estar pre-estirado en $\lambda_r = 1,14$ y $1,68$ alcanzó $\Psi_A^{max} = 69$ y 93 % respectivamente, o la silicona CF19-2186, que con $\lambda_r = 1,15$ y $1,45$ logró actuaciones de $\Psi_A^{max} = 33$ y 64 % [2]. Al utilizar E30/GC 13%, la actuación máxima descendió a $\Psi_A^{max} = 43 \pm 11$ %, aunque se debe considerar que también lo hizo el voltaje crítico a causa de las burbujas atrapadas en la interfaz. Por último, el E30/GC 9%/MWCNT 2,5% obtuvo aún menores actuaciones, $\Psi_A^{max} = 36 \pm 1$ %, sumado a su respectiva reducción del voltaje crítico, aunque en este caso no se presentaron las burbujas antes mencionadas, ya que el MC posee la consistencia de una pasta al igual que la grasa.

Por lo tanto, debido a que el electrodo E30/GC 9%/MWCNT 2,5% expuso la menor actuación máxima y voltaje crítico, sumado a que no resuelve el problema de la GC, pues, tampoco posee una forma definida, es que se decide descartarlo como electrodo para DEA's y, se prosiguió con las configuraciones biaxial y uniaxial solo con los electrodos de GC y E30/GC 13%.

5.2.2. Biaxial

El pre-estiramiento heterogéneo comúnmente lleva a pérdida de tensión, pero si se emplea de manera correcta, se pueden lograr actuaciones anisotrópicas [90]. En particular, si se aplica un pre-estiramiento biaxial, caracterizado por $\lambda_x < \lambda_y$, se espera que debido a la mayor tensión en el eje y , la actuación sea predominante en el eje perpendicular x [53].

En base a lo anterior y tomando en consideración el factor de pre-estiramiento equibiaxial mínimo que elimina la inestabilidad electromecánica, $\lambda_r^* = 1,4$, se realizaron ensayos considerando $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 3,0$, aunque en las muestras de grosor 0,85 mm se presentan roturas en la matriz a partir de $\lambda_y = 2,6$, y en el caso de los *films* de 1,1 mm, a partir de $\lambda_y = 2,8$, por lo que no se realizaron ensayos a pre-estiramientos iguales o mayores a estos valores.

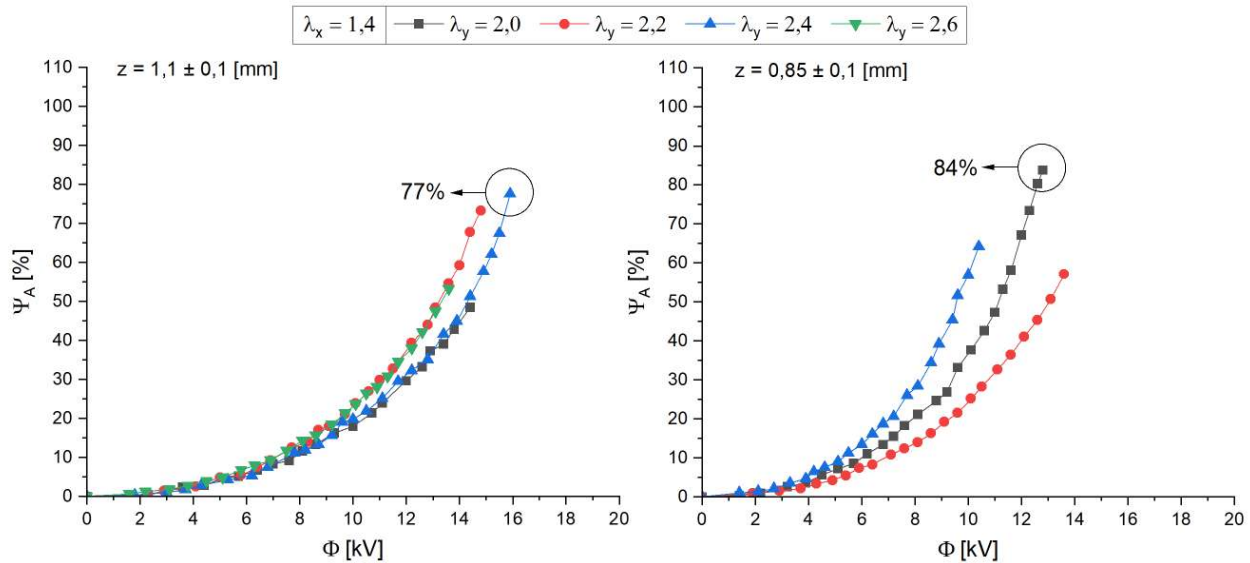


Figura 5.12: Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

En las figuras 5.12, 5.13 y 5.14 se presentan las curvas de actuación en área, Ψ_A , lineal horizontal, Ψ_x y lineal vertical, Ψ_y , respectivamente; para ver el cálculo de las actuaciones, ver Sección 4.4. Se observa que la diferencia en los grosores iniciales no afecta significativamente las actuaciones horizontal, vertical, ni en área, es decir, las películas de 0,85 mm alcanzaron las mismas actuaciones máximas que los de 1,1 mm, aunque se debe notar que para $z = 0,85$ mm, se requieren menores voltajes. En cuanto al voltaje crítico, corresponde $\Phi_{cr} = 14,7$ kV para los *films* de 1,1 mm y $\Phi_{cr} = 12,3$ kV para los de 0,85 mm, equivalente a un aumento de entre 10 - 15 % respecto al caso equibiaxial.

Por lo tanto, se corrobora lo expuesto en los modelos de Akbari et al., en que el pre-estiramiento biaxial produce actuaciones anisotrópicas [53], ver las actuaciones máximas de las figuras 5.13 y 5.14, así mismo, se evidencia un aumento del voltaje crítico en configuraciones biaxiales respecto a equibiaxiales. Y por último, se establecen las condiciones de operación óptimas, siendo: $\lambda_x^* = 1,4$ y $\lambda_y^* = 2,4$, y ya que se logran las mismas actuaciones con ambos grosores de dieléctrico analizados, se decide emplear los de $z = 0,85$ mm debido a la reducción del voltaje de operación.

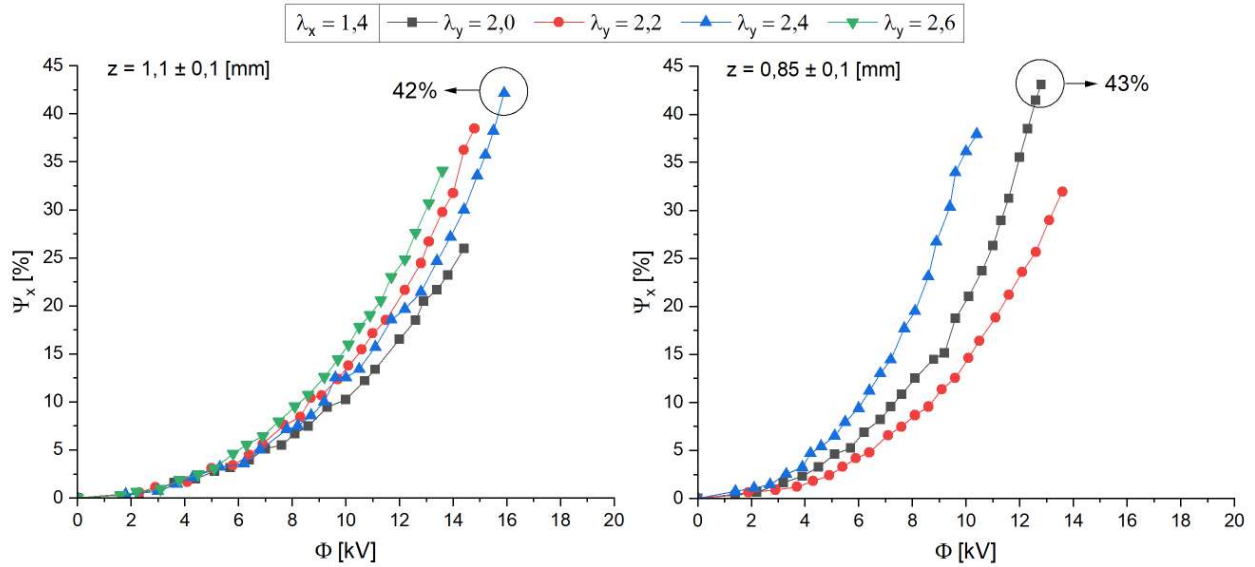


Figura 5.13: Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación lineal horizontal, Ψ_x , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

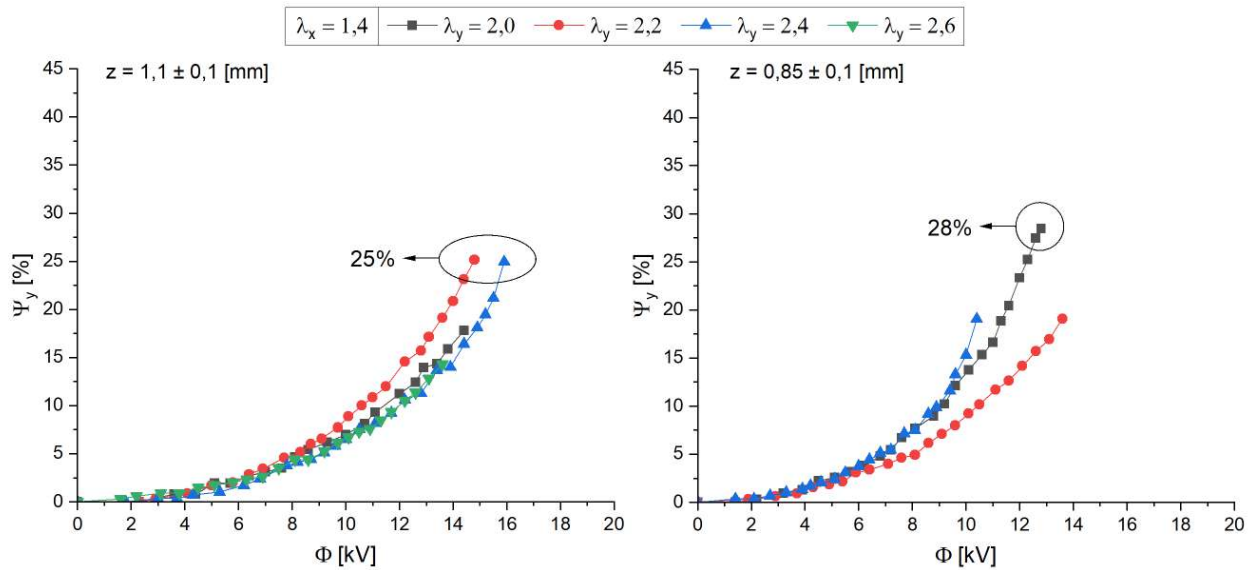


Figura 5.14: Ensayos de pre-estiramiento biaxial. Se presenta la actuación lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,0 - 2,6$, y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

Al comparar las actuaciones de los DEA's con ambos electrodos, ver la figura 5.15 y tabla 5.3, bajo las condiciones óptimas antes descritas, se observa que los DEA's con E30/GC 13 % presentaron una actuación máxima en el eje x , eje y y en área entre un 30 - 35 % menos de lo obtenido con GC, aunque, al igual que en el caso del pre-estiramiento equibiaxial, se observó una reducción de Φ_{cr} , siendo en este caso de un 20 %. De todas formas, se resalta el comportamiento de las curvas de la figura 5.15, ya que se encuentran prácticamente superpuestas al comparar ambos electrodos, al igual que en la figura 5.10, indicando que si el sistema con el nuevo electrodo llegara a los mismos voltajes de operación que el sistema con GC, entonces las actuaciones máximas serían equivalentes.

A pesar de la reducción de Φ_{cr} antes mencionada, dicho fenómeno no afectó el carácter anisotrópico de la actuación, pues, la razón entre la actuación horizontal y vertical, Ψ_x/Ψ_y , se mantuvo constante entre 2,2 - 2,3 indistintamente del electrodo. En cuanto a la presencia del colapso dieléctrico audible y visible con la GC, se conservó la tendencia al cambiar al modo biaxial, ver la figura 5.16.a en $\Phi > 11,8$ kV para la GC y la figura 5.16.b en $\Phi > 9,1$ kV para E30/GC 13 %.

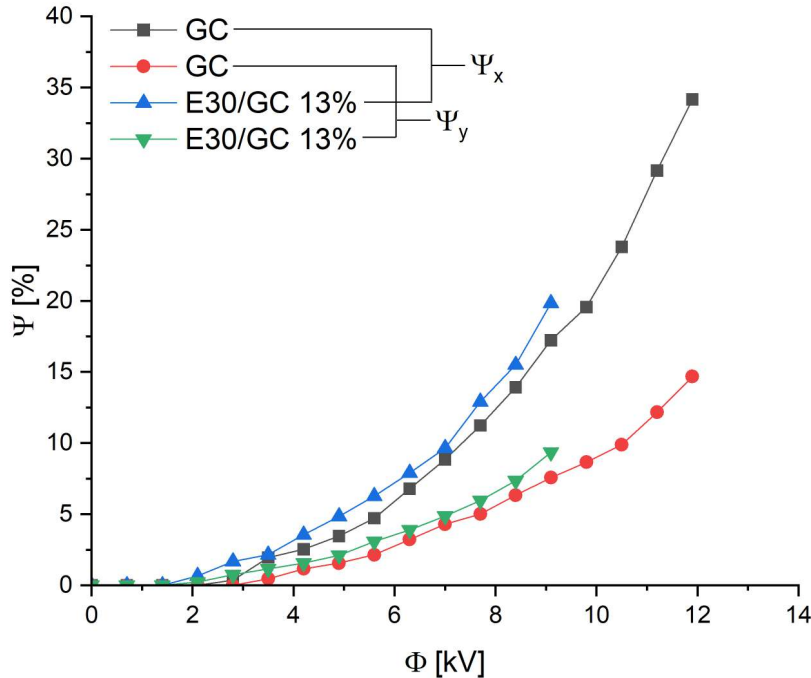


Figura 5.15: Comparación de la actuación lineal horizontal, Ψ_x , y lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro y rojo, y E30/GC 13 %, azul y verde. Se utilizaron factores de pre-estiramiento biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$, y un grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm.

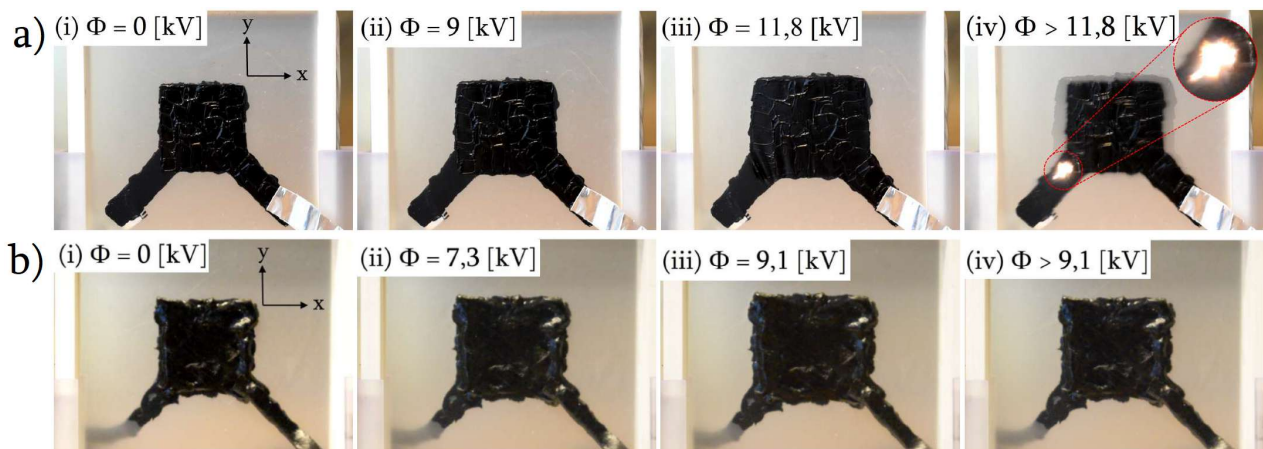


Figura 5.16: Comparación de la actuación de DEA's con factores de pre-estiramiento biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$, grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm y electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) actuación máxima y iv) al momento del colapso dieléctrico. Se destacan que los DEA's con electrodos de GC tuvieron un arco eléctrico audible y visible.

Tabla 5.3: Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento biaxial empleando electrodos de GC y E30/GC 13 %. Se presenta el promedio de las actuaciones horizontal, vertical y en área máximas, Ψ_x^{max} , Ψ_y^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_x = 1,4$, $\lambda_y = 2,4$ y $z = 0,85$ mm.

Material electrodo	Ψ_x^{max} %	Ψ_y^{max} %	Ψ_A^{max} %	Φ_{cr} [kV]
GC	36 ± 2	16 ± 2	57 ± 5	13 ± 2
E30/GC 13 %	25 ± 3	11 ± 2	38 ± 7	10 ± 2

Por último, se ha reportado que DEA's de silicona pre-estiramientos biaxialmente muestran actuaciones anisotrópicas similares a las aquí reportadas, tabla 5.3, ya que se encuentran en los mismos ordenes de magnitud, en torno a 30-40 %, en particular, al utilizar Sylgard 186 como dieléctrico pre-estirado en $\lambda_x = 1,2$ y $\lambda_y = 2,7$, y como electrodo silicona con 10 % de negro de carbón, dicho sistema logró un actuación anisotrópica de $\Psi_x = 38$ % [105][165]. En contraparte, al utilizar elastómeros de acrílico, como VHB, según el factor de pre-estiramiento y si el electrodo consiste en negro de carbón o compósitos conductores, entonces se logran actuaciones anisotrópicas desde $\Psi_x = 15$ %, hasta 50 - 90 % [108][109][166].

5.2.3. Uniaxial

Para el pre-estiramiento uniaxial se realizaron ensayos variando λ_y desde 2,0 hasta 3,0, puesto que a mayores λ_{pre} se producen pre-estiramientos heterogéneos, o resulta infactible mantener los dieléctricos tensos mediante el uso exclusivo de bandas elásticas.

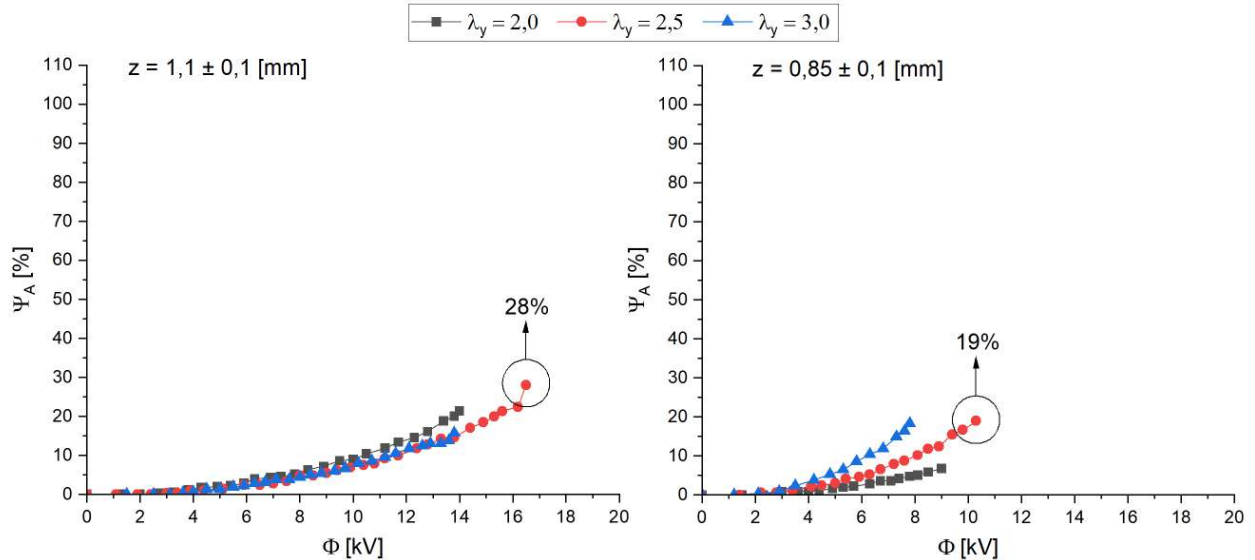


Figura 5.17: Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación en área, Ψ_A , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

En las figuras 5.17, 5.18 y 5.19 se presentan las curvas de actuación en área, Ψ_A , horizontal, Ψ_x , y vertical, Ψ_y , respectivamente; para ver el cálculo de las actuaciones, ver la sección 4.4. A diferencia de los dos casos anteriores, en este se obtuvieron mayores actuaciones con las películas más gruesas,

que se debe mayoritariamente a un mayor voltaje crítico, siendo en promedio $\Phi_{cr} = 14,8$ kV para los dieléctricos de 1,1 mm, y $\Phi_{cr} = 9,0$ kV para los de 0,85 mm, lo que hace suponer que el mecanismo por el que el pre-estiramiento funciona aumentando el voltaje de operación, se relaciona directamente no solo con la reducción del grosor del *film*, sino también con elementos estructurales de la configuración, como la direccionalidad del pre-estiramiento.

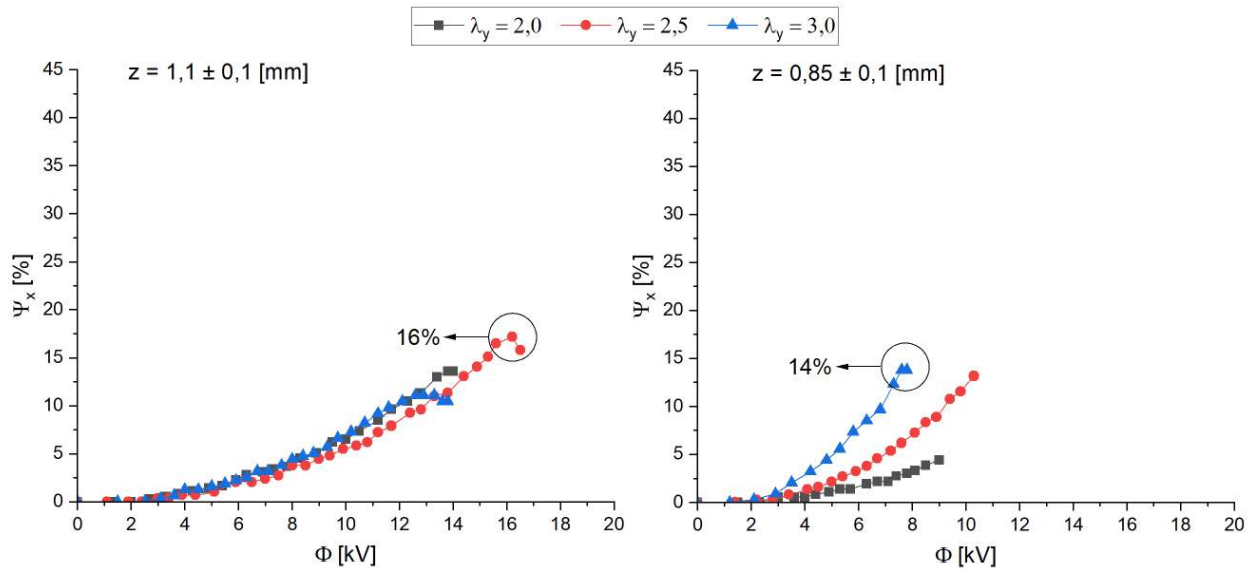


Figura 5.18: Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación lineal horizontal, Ψ_x , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

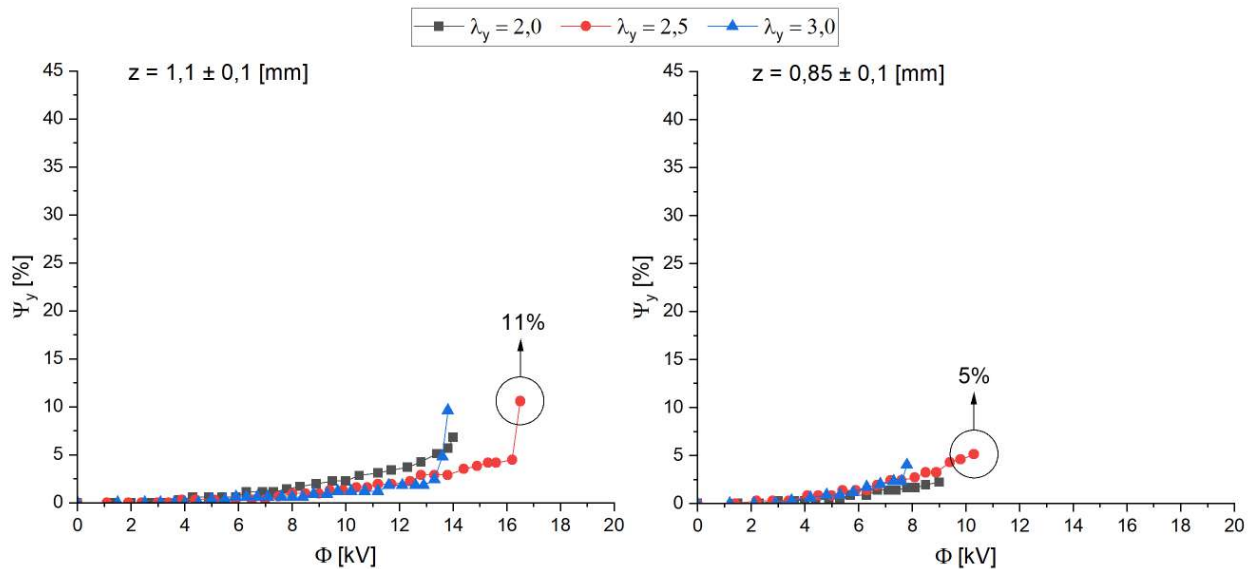


Figura 5.19: Ensayos de pre-estiramiento uniaxial. Se presenta la actuación en lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , con GC como electrodos. Se utilizaron factores de pre-estiramiento $\lambda_y = 2,0 - 3,0$ y grosores de dieléctrico $z = 1,1$ y $0,85$ mm.

Otro elemento a considerar, es que si bien el aumento de λ_{pre} no mejora el carácter anisotrópico de la actuación, debido a que se están empleando altos factores de pre-estiramientos, la diferencia

en la reducción del espesor es sustancial, efecto que se evidencia en la variación de las pendientes en las curvas de la figura 5.18. Por lo tanto, se consideran como condiciones óptimas de operación, a las que permiten obtener las mayores actuaciones máximas, que a diferencias de los casos anteriores, en este corresponde a los dieléctricos de grosor $z = 1,1$ mm, además de un factor $\lambda_y^* = 3,0$, mediante los cuales se compararon los resultados utilizando cada electrodo.

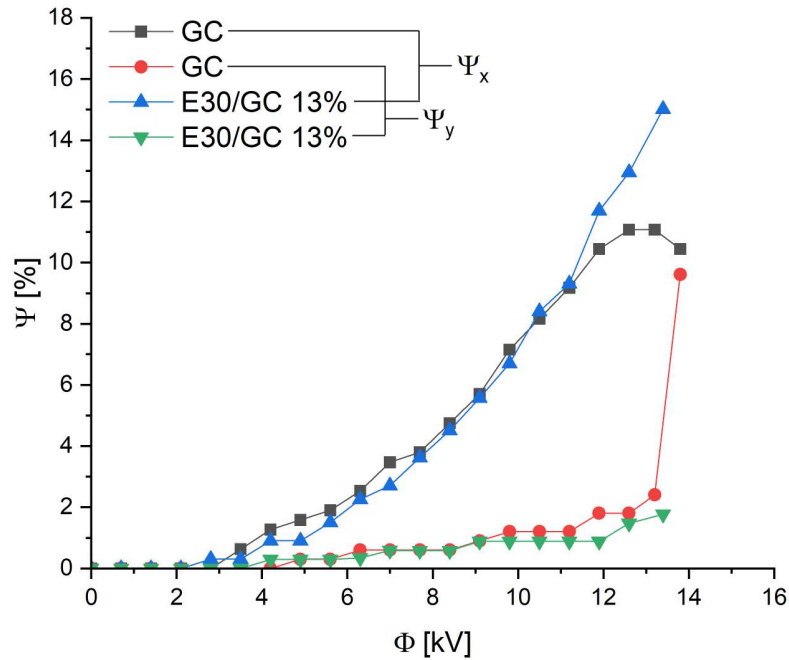


Figura 5.20: Comparación de la actuación lineal horizontal, Ψ_x , y lineal vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para electrodos de GC, negro y rojo, y E30/GC 13 %, azul y verde. Se utilizó un factor de pre-estiramiento uniaxial $\lambda_y = 3,0$ y grosor de dieléctrico $z = 1,1$ mm.

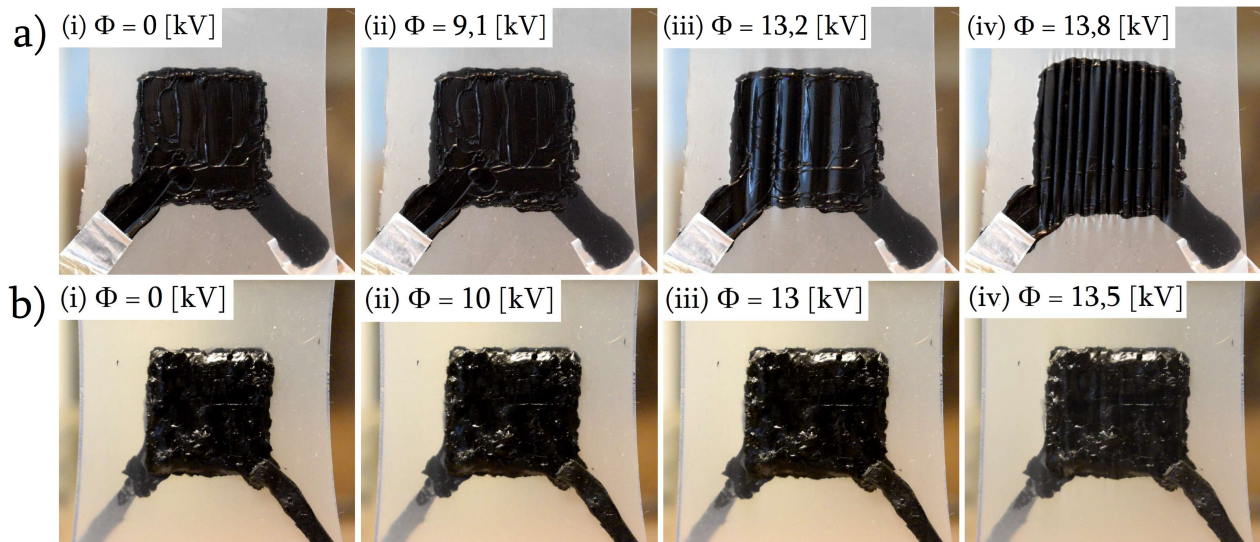


Figura 5.21: Comparación de la actuación de DEA's con pre-estiramiento uniaxial de factor $\lambda_y = 3,0$, grosor de dieléctrico $z = 1,1$ mm y electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presenta cada DEA en i) estado de reposo, ii) mitad de la actuación máxima, iii) 90 % de la actuación máxima y iv) al momento previo del colapso dieléctrico. Se destaca que los DEA's con electrodos de GC presentaron pérdida de tensión a partir del 90 % de su actuación.

En contraste a los ensayos de pre-estiramiento antes presentados, en el caso uniaxial el rendimiento del nuevo electrodo superó al obtenido con GC, tanto en actuación horizontal como en área, ver la figura 5.20 y tabla 5.4. También destaca el voltaje crítico alcanzado con ambos electrodos, pues en este caso es equivalente, a diferencia de los casos anteriores donde había una reducción de entre 1 y 2 kV al usar E30/GC 13 %.

Por otro lado, al utilizar GC se observa que al alcanzar un 90 % de la actuación máxima, se forman arrugas en forma de patrones regulares, es decir, ocurre pérdida de tensión, ver la sección 2.3.1.3. Comúnmente, dicho fenómeno se suele dar en DEA's que alcanzan grandes deformaciones y en forma de bucles distribuidos aleatoriamente, ya que el pre-estiramiento no es capaz de mantener la actuación uniforme, pero en este caso se da recurrentemente en torno a $\Psi_x = 8 - 10\%$ y de manera uniforme en patrón de líneas verticales, ver la figura 5.21.a, en $\Phi = 13,2$ y $13,8$ kV. Dicha geometría se genera producto de la combinación de dos factores: la dirección del pre-estiramiento y la restricción de movimiento impuesta por el soporte.

En primer lugar, el pre-estiramiento vertical condiciona a la actuación a ser anisotrópica dominante en el eje x , tal como sucede en la práctica. Pero ya que se fijaron los extremos superior e inferior de los dieléctricos a un marco rígido, al momento de la actuación el sistema no puede mantener una expansión horizontal indefinida, pues, el marco ejerce una fuerza compresiva horizontal. Finalmente, el DEA adopta la única configuración posible, es decir, la de bucles verticales, ya que le permite aumentar su área superficial producto de la tensión de Maxwell, pero posee la flexibilidad de comprimirse horizontalmente como un acordeón a causa de la fuerza del soporte; que en casos extremos, puede llevar a que el DEA se expanda verticalmente, figura 5.20, curva roja.

En contraparte, al utilizar E30/GC 13 %, debido a la rigidez extra que otorga el electrodo, el sistema es capaz de contrarrestar la fuerza compresiva permitiéndole alcanzar mayores actuaciones horizontales sin la formación de bucles, tal como se ve en la figura 5.20, curva azul, y en la figura 5.21.b, en $\Phi = 13,5$ kV.

Tabla 5.4: Comparación de rendimiento de los DEA's con pre-estiramiento uniaxial empleando electrodos de GC y E30/GC 13 %. Se presenta el promedio de las actuaciones horizontal, vertical y en área máximas, Ψ_x^{max} , Ψ_y^{max} y Ψ_A^{max} , voltaje crítico, Φ_{cr} , y sus respectivas desviaciones estándares. Además, no se consideraron los datos durante la pérdida de tensión para realizar los cálculos. La configuración utilizada fue la determinada como óptima: $\lambda_y = 3,0$ y $z = 1,1$ mm.

Material electrodo	Ψ_x^{max} %	Ψ_y^{max} %	Ψ_A^{max} %	Φ_{cr} [kV]
GC	9 ± 2	1 ± 1	10 ± 2	13 ± 1
E30/GC 13 %	11 ± 4	2 ± 1	13 ± 4	14 ± 1

En cuanto al desempeño de la configuración uniaxial, se ha reportado que empleando elastómeros de acrílico VHB 4910 y electrodos de grasa de carbono, en función del factor de pre-estiramiento y el modo de este, es decir, si es marco rígido o carga muerta, entonces se alcanzan mayores o menores actuaciones máximas. Lu et al. emplea una carga muerta para pre-estirar, donde a mayor es el factor de pre-estiramiento vertical, menor es la actuación en el mismo eje, y viceversa; al utilizar un factor de $\lambda_y \approx 1,2$ se alcanza una actuación de $\Psi_y = 22\%$, mientras que al aumentar el factor a $\lambda_y = 3,0$, entonces la actuación disminuye a $\Psi_y = 7\%$ [101]. Kumar et al., por otro

lado, emplean un marco rígido, donde se obtiene una tendencia contraria a la antes presentada, es decir, a mayor λ_{pre} , mayor la actuación; al usar un factor de $\lambda_y \approx 2,4$ se alcanzan actuaciones en área de $\Psi_A = 13\%$, y al aumentar a $\lambda_y = 9,4$, entonces la actuación aumenta a $\Psi_A = 33\%$ [100].

En ambos casos se observan actuaciones verticales y en área superiores a las alcanzadas tanto con GC como E30/GC 13%, ver la tabla 5.4, aunque, se debe considerar que en ambos trabajos se utilizan elastómeros de acrílico, los que han reportado mayores actuaciones que los de silicona, pero a costo de histéresis mecánica [154]; de todas formas, las actuaciones reportadas por Lu et al. y Kumar et al. se encuentran muy por debajo de lo obtenido con dieléctricos de acrílico mediante pre-estiramientos biaxiales o equibiaxiales, ver la sección 2.3.2, es decir, las actuaciones resultantes utilizando silicona, a pesar de ser bajas, se conciden con la esperado.

5.2.4. Ventajas de cada pre-estiramiento

Debido a que al pre-estirar los DEA's se modifican la magnitud y direccionalidad de su actuación, resulta conveniente destacar las características de cada modo de pre-estiramiento, así como su desempeño al variar entre los electrodos de GC y E30/GC 13%.

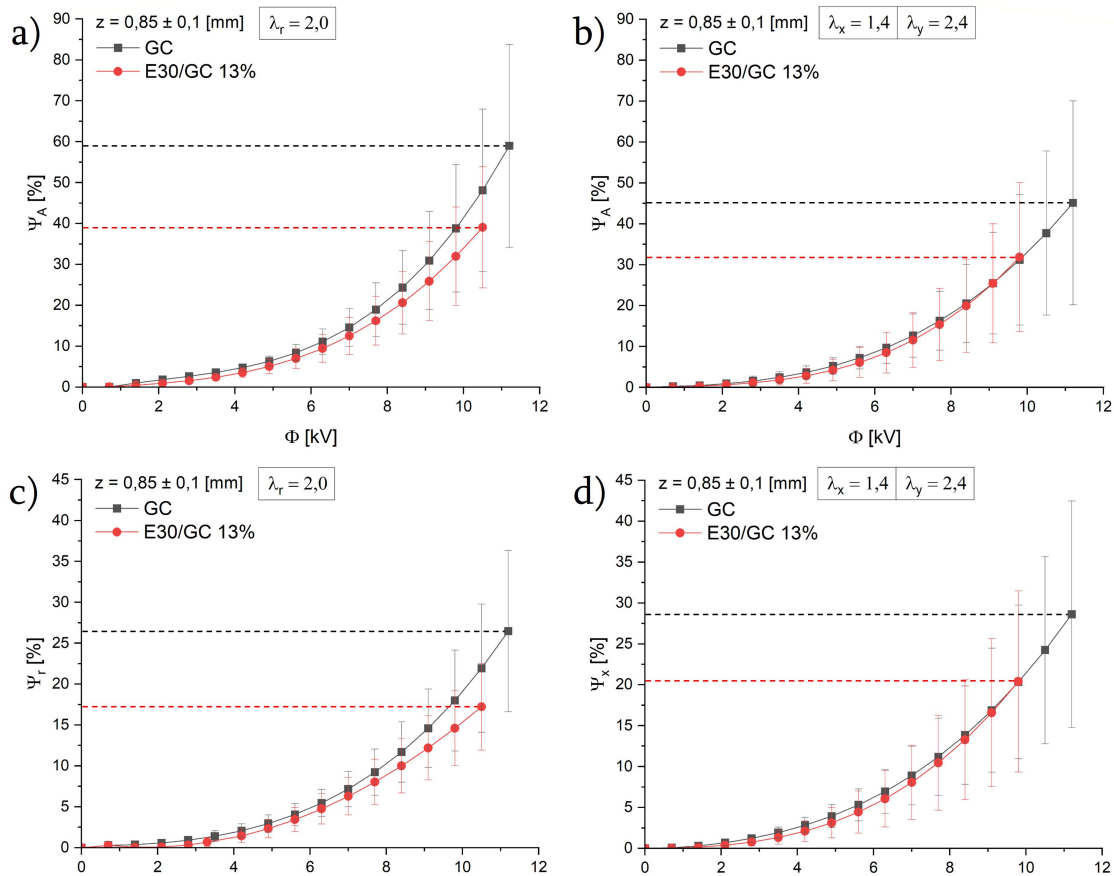


Figura 5.22: Comparación de las actuaciones al emplear GC y E30/GC como electrodos. Para la configuración equibiaxial se utilizó un factor $\lambda_r = 2,0$ y para el biaxial $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$. Además, en todos los casos el grosor de los dieléctricos fue $z = 0,85$ mm. a) Actuación en área, Ψ_A , para la configuración equibiaxial. b) Actuación en área, Ψ_A , para la configuración biaxial. c) Actuación lineal, Ψ_r , para la configuración equibiaxial. d) Actuación lineal horizontal, Ψ_x , para la configuración biaxial.

En primer lugar, la mayor actuación en área fue alcanzada sistemáticamente al pre-estirar equibiaxialmente, alcanzando en promedio $\Psi_A = 60$ y 40% con los electrodos de GC y E30/GC 13% respectivamente, ver la figura 5.22.a, a pesar de lo anterior, al emplear una configuración biaxial con factores de pre-estiramiento $\lambda_x = 1,4$ y $\lambda_y = 2,4$, se alcanzan actuaciones cercanas, siendo $\Psi_A = 45$ y 30% para la grasa y el nuevo electrodo, figura 5.22.b. Este resultado sugiere que el pre-estiramiento equibiaxial resulta el conveniente para actuadores multicapa, como los fabricados por Duduta et al., ya que dicha configuración maximiza la reducción de espesor de los dieléctricos y por ende, propiciaría una mayor contracción [71].

En segundo lugar, al comparar la actuación lineal, para el caso equibiaxial se consideró la dirección radial, ya que el DEA es circular, aunque, para el caso biaxial, como se obtienen deformaciones anisotrópicas, se consideró la actuación de mayor magnitud, es decir, la horizontal, Ψ_x . El caso equibiaxial reporta actuaciones lineales de $\Psi_r = 17$ y 27% con ambos electrodos, figura 5.22.c, mientras que en el caso biaxial, debido a la limitación de movimiento por el tipo de pre-estiramiento, se logran actuaciones anisotrópicas ligeramente mayores, siendo $\Psi_x = 20$ y 29% con GC y E3/GC 13% , figura 5.22.d. Por lo tanto, al lograrse actuaciones lineales superiores en el caso biaxial, sumado al carácter anisotrópico, resulta atractiva su aplicación en músculos artificiales, como en los trabajos de Wang et al. y Lu et al. donde se emulan los músculos del brazo y mandíbula [10][123][124].

En adición, recordando de las secciones 5.2.1 y 5.2.2, se menciona como una de las causas de la pérdida de actuación máxima, para los modos equibiaxial y biaxial al usar el nuevo electrodo, es la reducción del voltaje crítico; y, al analizar las curvas de la figura 5.22 se obtiene que la diferencia de actuación dado un mismo voltaje no es significativa ($p < 0,01$), indicando que el electrodo de E30/GC 13% no limita la actuación de los DEA's producto de sus propiedades mecánicas, a pesar de no respetar la desigualdad de la ecuación 5.2, sino que lo hace a través de otros factores, como la aparición de burbujas en la interfaz que reducen el voltaje máximo de operación.

Por último, las actuaciones para el pre-estiramiento uniaxial no se comparan con las del caso equibiaxial y biaxial, ya que no son lo suficientemente altas para ser aprovechadas directamente, aún así, se considera como el modo de pre-estiramiento más versátil necesitando solo dos extremos fijos, en lugar de estar todo el dieléctrico rodeado por un marco rígido como en las otras configuraciones. Por dicha razón, no se descarta utilizar el cambio en la topología del dieléctrico formando bucles verticales, ver la figura 5.21.a, en $\Phi = 13,8$ kV, para fabricar superficies multimodales con potencial aplicación en microfluídica, control de la adhesión y tracción de superficies, óptica, o en mecanismos de locomoción bioinspirados para *soft robots* [167][168][169].

5.2.5. Reutilización del nuevo electrodo

Como se vio en la sección 5.1.2, figura 5.7, el E30/GC 13% posee una fuerza de adhesión considerablemente superior a la GC por sí sola, además, debido a que es un sólido, es factible retirarlo para aplicarlo sobre otro dieléctrico, a diferencia de la GC que una vez aplicada resulta inviable su remoción para ser reutilizada. A pesar de lo anterior, es común que los materiales con propiedades adhesivas pierdan parcial o completamente dicho carácter tras un uso reiterado; por ende, se realizaron pruebas retirando y aplicando consecutivamente E30/GC 13% sobre E30, con el objetivo de evaluar si efectivamente presenta una disminución de su fuerza adhesiva.

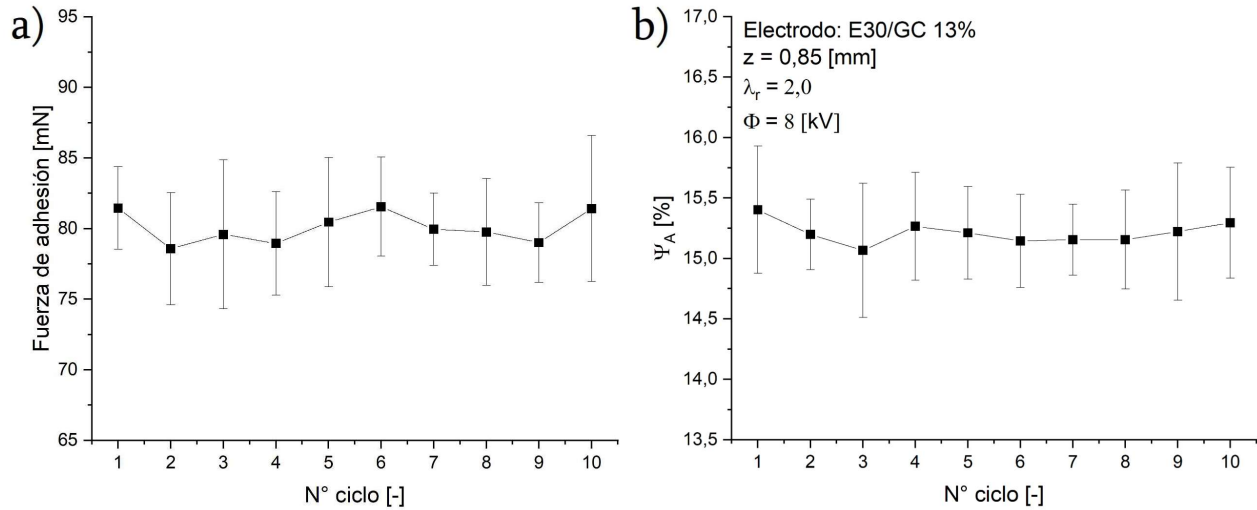


Figura 5.23: Desempeño del electrodo de E30/GC 13 % tras diez ciclos de adhesión/desprendimiento. a) Fuerza de adhesión del compuesto hacia el E30. b) Actuación en área, Ψ_A , en función del número de ciclos. Se observa un comportamiento lineal en ambas curvas, lo que sugiere su capacidad para ser aplicado consecutivamente en distintos DEA's.

Una vez realizados diez ciclos de adhesión/desprendimiento, el nuevo electrodo expuso un comportamiento ideal, pues, la fuerza de adhesión varió de forma despreciable con cada ciclo alrededor de los 80,1 mN, figura 5.23.a. En consecuencia, también se realizaron ensayos de actuación con la configuración equibiaxial de factor $\lambda_r = 2,0$ y $z = 0,85$ mm, para corroborar si al retirar consecutivamente los electrodos, la actuación también permanece constante. En la figura 5.23.b se presenta la curva de actuación en área de los DEA's, que al ser llevados a 8 kV, indistintamente del ciclo, presentaron una actuación del orden de $\Psi_A = 15,1 \pm 1$ %.

Por lo tanto, si bien hay otros ensayos que hacerle al nuevo electrodo, como determinar su vida útil, ya que se ha reportado que tras largos periodos de tiempo la GC tiende a secarse [9], o poner a prueba nuevas técnicas de fabricación que permitan elevar el voltaje crítico, a primera instancia el E30/GC 13 % ha demostrado tener el potencial y las características adecuadas para ser empleado como electrodo reutilizable en DEA's.

5.3. Aplicación de los DEA's

Para poner a prueba el nuevo electrodo, se opta fabricar un DEA que cumpla el rol de músculo artificial humanoide, ver la sección 2.3.3.1, por lo que, en base a lo expuesto en la sección 5.2.4, se opta por una configuración biaxial, ya que con dicho pre-estiramiento se logró la mayor actuación anisotrópica lineal. A pesar de lo anterior, lograr que la actuación del DEA sea transmitida de manera efectiva y eficiente supone un gran desafío, principalmente por el grosor del dieléctrico, lo que lo vuelve un elemento particularmente frágil, que además, al encontrarse pre-estirado, dificulta cualquier forma de acoplamiento, pues, cualquier interacción directa con el dieléctrico puede llevar a actuaciones potencialmente sub-óptimas, pérdida de tensión, o incluso roturas en el sistema.

Como solución al problema antes expuesto, se decide emplear un pre-estiramiento biaxial mixto, como el usado por Goh et al. [104], denominándose "mixto" debido a que se pre-estira horizontalmente mediante un marco rígido, pero verticalmente por una carga muerta, figura 5.24.a, donde

$\lambda_{pre} = \lambda_1$ lo impone la carga muerta, mientras que λ_2 , las varillas azules superior e inferior. Aunque, se debe considerar que dicho pre-estiramiento no genera una geometría rectangular en el dieléctrico como la expuesta en la figura 5.24.a, sino que se forman arcos en la zona central del DEA, figura 5.24.b. Y producto de esta nueva morfología, es posible dividir el DEA en dos áreas, lo que a su vez conlleva a dos modos de actuación, figura 5.24.c, por un lado está el modo 1, donde el pre-estiramiento es bajo o nulo además de heterogéneo, resultando en una actuación mínima y, por otro lado el modo 2, donde el pre-estiramiento es homogéneo, por lo que la actuación ocurre según lo esperado y de la forma vista en la sección 5.2.2.

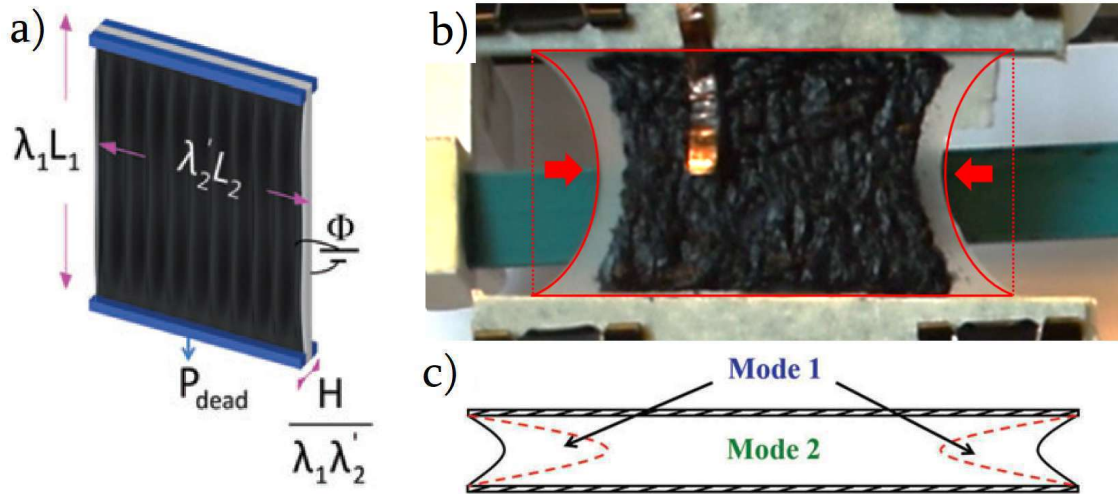


Figura 5.24: Pre-estiramiento biaxial mixto. a) Esquema de un DEA donde se pre-estira en λ_1 mediante una carga muerta y en λ_2 a través de un marco rígido [104]. b) Configuración experimental de la configuración biaxial mixta. b) Debido al pre-estiramiento heterogéneo se forman dos zonas de actuación desigual, el modo 1 y 2 [104].

Por lo tanto, se realizan ensayos con la nueva configuración para evaluar el desempeño de los DEA's. Para ello, ya que se busca una actuación anisotrópica vertical, se destina el mayor factor de pre-estiramiento al eje perpendicular, siendo $\lambda_x = 2,4$ el factor óptimo obtenido en la sección 5.2.2, además de un grosor de dieléctrico de $z = 0,85$ mm y GC como electrodos. Para el eje vertical, como se está empleando una carga muerta, m_y , se opta por variar en $m_y = 50, 250, 450$ y 650 g, equivalentes a factores $\lambda_y \approx 0,4, 2,0, 4,2$ y $7,5$ respectivamente.

En la figura 5.25 se presentan las curvas de actuación vertical, destacando el rendimiento de los DEA's con las masas de 50 y 250 g, ya que el primero es el que requiere el menor voltaje de operación y, el segundo el que posee el mayor voltaje crítico. En contraparte, al aumentar las cargas sobre los 250 g, curvas azul y verde, el voltaje de operación no aumenta significativamente, pero, el voltaje crítico si descende considerablemente a 5 kV para $m_y = 650$ g. Esto último se puede deber a que con factores de pre-estiramientos tan altos, $\lambda_y = 4,2$ y $7,5$, los dieléctricos se encuentran cerca de su elongación máxima, lo que los vuelve rígidos y no permite mayores deformaciones [54].

Luego, para evaluar el comportamiento del nuevo electrodo, se repiten los experimentos anteriores, pero solo con $m_y = 50, 250$ y 450 g, ya que con la carga de 650 g se obtienen resultados subóptimos, en particular un voltaje crítico de $\Phi_{cr} \approx 5$ kV y actuación máxima $\Psi_y^{max} < 3\%$.

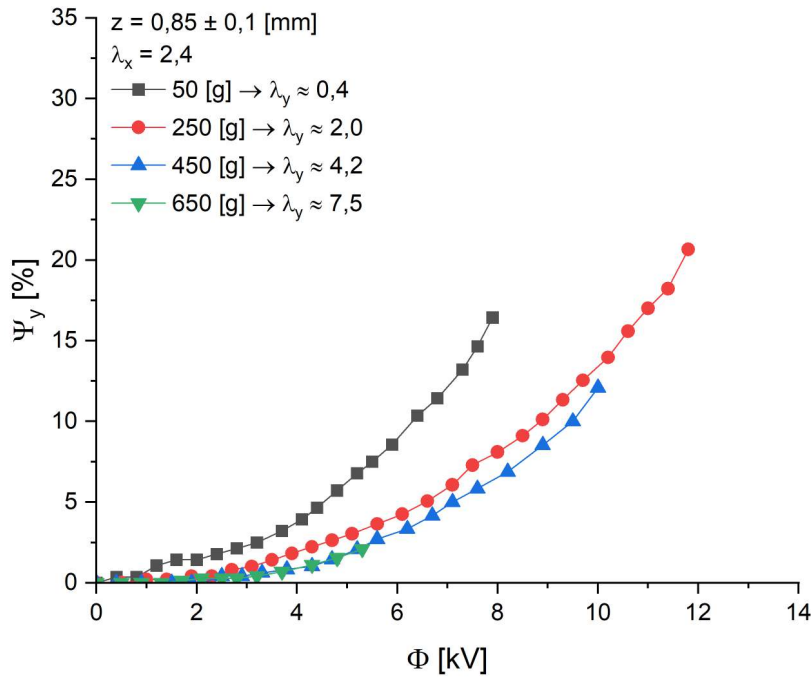


Figura 5.25: Actuación vertical, Ψ_y , en función del voltaje aplicado, Φ , para el pre-estiramiento biaxial mixto. Se utilizaron dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm, electrodos de GC, pre-estiramiento horizontal $\lambda_x = 2,4$ y se varió la carga vertical en $m_y = 50, 250, 450$ y 650 g, equivalentes a factores $\lambda_y = 0,4, 2,0, 4,2$ y $7,5$.

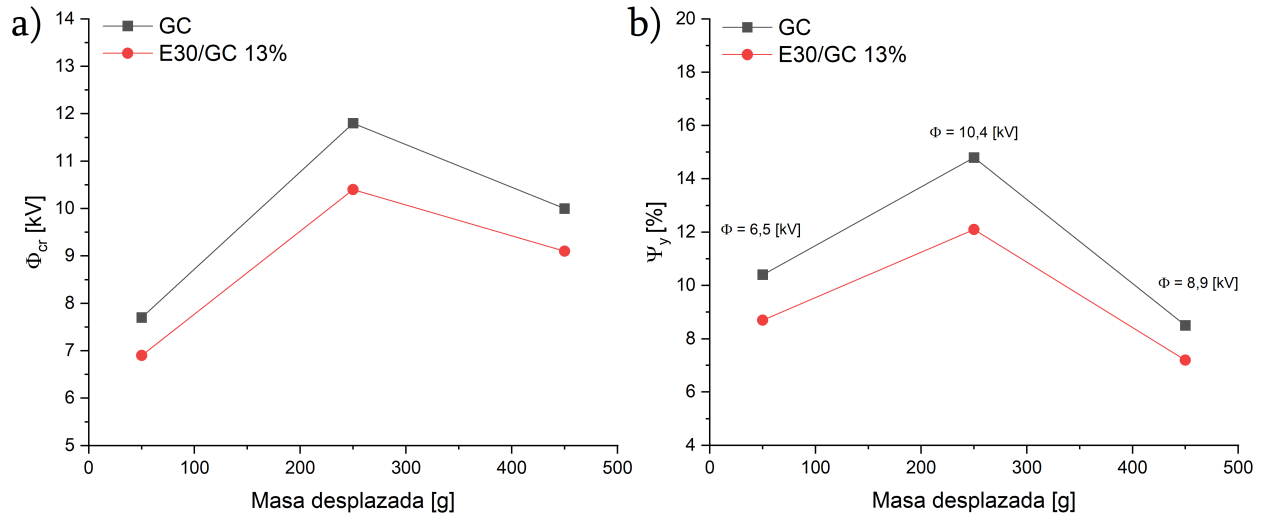


Figura 5.26: Desempeño de los actuadores con pre-estiramiento biaxial mixto al emplear electrodos de GC y E30/GC 13%. Se utilizaron dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm y factores $\lambda_x = 2,4$ y $m_y = 50, 250$ y 450 g. a) Voltaje crítico, Φ_{cr} . b) Actuación vertical, Ψ_y , dado un mismo voltaje.

En la figura 5.26.a se presenta la comparación del voltaje crítico alcanzado, tanto con GC como E30/GC 13%, donde ambas curvas presentan una tendencia parabólica, indicando que existe una carga óptima que permite trabajar a mayores voltajes, siendo en este caso $m_y = 250$ g. Por otro lado, como se vio en la sección 5.2.4, el nuevo electrodo es capaz de alcanzar las mismas actuaciones a los mismos voltajes que la GC, pero debido a la reducción del voltaje crítico con

el E30/GC 13%, las actuaciones máximas se ven reducidas entre un 30 - 45%. Por ende, para realizar una comparación objetiva, en la figura 5.26.b se presenta la actuación vertical, Ψ_y , para ambos electrodos, pero a un mismo voltaje; y si bien se observa una reducción de la actuación, es de $\approx 15\%$, además, nuevamente se obtienen curvas parabólicas de máximo en los 250 g, por lo que se escogen como condiciones óptimas de operación: $\lambda_x = 2,4$ y $m_y = 250$ g $\rightarrow \lambda_y = 2,0$.

El comportamiento de las curvas de la figura 5.26 se observa al emplear una carga muerta y no un soporte para pre-estirar, pues en el caso del soporte, los extremos del elastómero no cambian su posición independiente de si hay o no actuación, ver la sección 5.2.1 y 5.2.2, mientras que en el caso de la carga, hay un desplazamiento de uno de los extremos, figura 5.27, es decir, el factor de pre-estiramiento no se mantiene constante, sino que aumenta producto de la misma actuación, por lo tanto, se debe cuidar no trabajar con cargas muy altas, pues un excesivo λ_{pre} supone alcanzar la máxima extensibilidad del elastómero, imposibilitando así que ocurra la actuación misma, tal como se observó con $m_y = 650$ g.

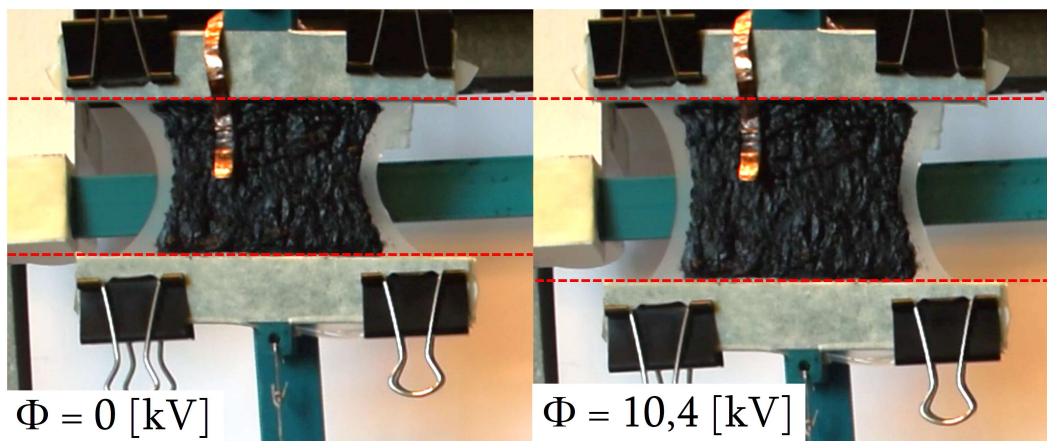


Figura 5.27: Proceso de actuación según la configuración biaxial mixta, según $\lambda_x = 2,4$, $m_y = 250$ g y electrodo de E30/GC 13%. Al momento de la actuación ocurre un desplazamiento vertical, que induce un aumento del factor de pre-estiramiento impuesto inicialmente.

A continuación, se utilizó el DEA construido para recrear al músculo del bíceps. Para ello, se construyó un soporte de PLA simulando los huesos húmero y radio, ambos conectados a través de un eje; en cuanto al DEA, también se acopló mediante un eje, pero al extremo superior del húmero; para poder transmitir la actuación, se utilizó un cordón que anclara la base del soporte del DEA con el extremo izquierda del radio; por último, se realizaron dos variantes de la carga muerta: la primera, consistió en acoplar una masa calibrada al extremo derecho del radio para que el mismo peso del radio pre-estirara el DEA, figuras 5.28.a-b, correspondientes al diseño y la estructura ya ensamblada; y, en la segunda variante, se suspendió una masa verticalmente a través de un cordón para que pre-estirara el DEA directamente, en las figuras 5.29.a-b se presenta el diagrama y la estructura ya montada.

Cabe destacar que la distancia anclaje-eje se mantuvo constante en 0,5 cm en ambos casos. Además, en la primera variante de la carga muerta, debido a que la masa se encuentra en un extremo, se utilizan solo 20 g para lograr un pre-estiramiento vertical equivalente al generado por los 250 g de los ensayos de la figura 5.25, mientras que para la segunda variante, se utilizaron 250 g al ser una configuración equivalente.

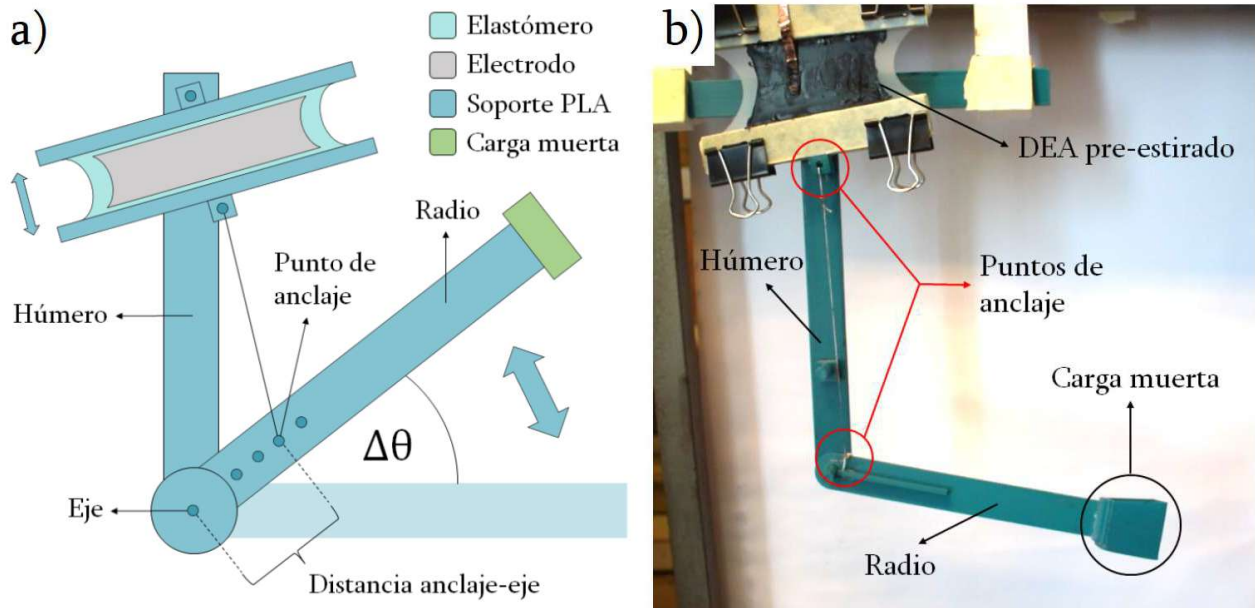


Figura 5.28: Brazo artificial, donde se utiliza un DEA pre-estirado biaxialmente, donde una masa calibrada ubicada en el extremo derecho del radio permite el pre-estiramiento vertical. Para cuantificar la actuación se mide la variación del ángulo, $\Delta\theta$, entre el estado pasivo y activo del DEA. a) Esquema del brazo. b) Estructura ensamblada. Debido al torque generado por la masa en el extremo del radio, se utilizó un carga de solo 20 g, para así generar un pre-estiramiento vertical equivalente a los 250 g de los ensayos realizados anteriormente.

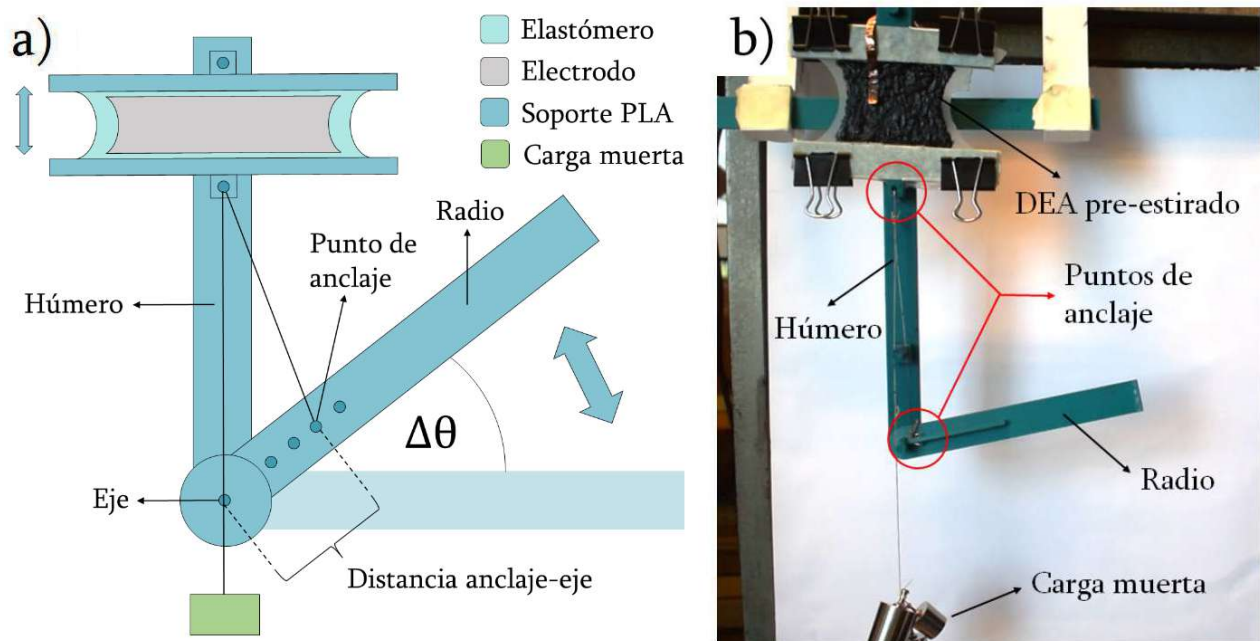


Figura 5.29: Brazo artificial, donde se utiliza un DEA pre-estirado biaxialmente, donde se utilizó una masa calibrada colgante anclada al extremo inferior del marco del DEA. Para cuantificar la actuación se mide la variación del ángulo, $\Delta\theta$, entre el estado pasivo y activo del DEA. a) Esquema del brazo. b) Estructura ensamblada. Ya que en este caso la masa se encuentra colgando verticalmente, al igual que en los ensayos anteriores, se utilizan 250 g para pre-estirar verticalmente.

Una vez fabricados ambos brazos, se procedió a hacer pruebas utilizando GC con ambas configuraciones, donde el parámetro que se registró, fue la variación del ángulo del radio, $\Delta\theta$, figuras 5.28 y 5.29, además, debido al voltaje crítico registrado para esta configuración, figura 5.26, no superaron los 10,5 kV, equivalente a $\approx 90\%$ de Φ_{cr} .

Para la configuración donde la carga se ubicó en un extremo, figura 5.28, se obtuvo una rotación del radio de $\Delta\theta \approx 10^\circ$, figura 5.30.a, valor por debajo de lo esperado, además, al reducir el voltaje y que el brazo retorne a su posición original, se observan dos comportamientos no deseados, el primero, que el retorno no se produce de forma continua a pesar de que la disminución de voltaje si lo es, fenómeno que se puede observar en la sección escalonada de la curva y, en segundo lugar, ocurre un retraso en la respuesta, donde, al disminuir desde los 10 a los 8 kV, no hay movimiento del radio, por lo que se obtiene un desplazamiento hacia la izquierda de la curva de retorno.

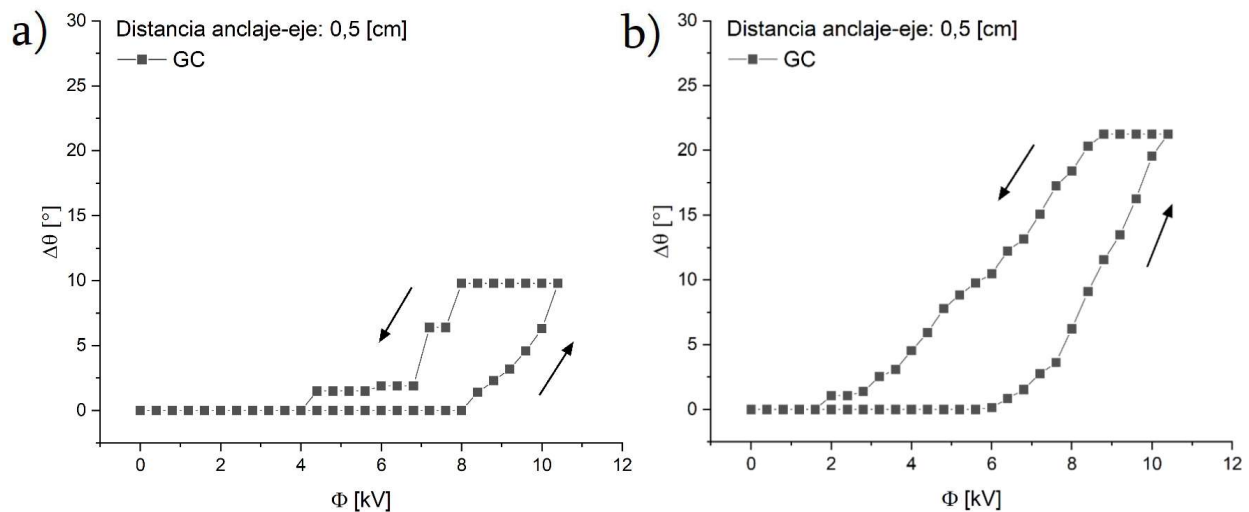


Figura 5.30: Rotación del radio, $\Delta\theta$, en función del voltaje aplicado, Φ , para los brazos artificiales fabricados, se utiliza GC como electrodos y dieléctricos de grosor $z = 0,85$ mm. a) Primera configuración, donde la carga muerta se encuentra en un extremo del radio. Se observa un comportamiento escalonado al reducir el voltaje. b) Segunda configuración, donde la carga muerta se encuentra suspendida verticalmente. Se obtiene casi el doble de actuación que en la primera configuración.

En cuanto a la segunda configuración, figura 5.29, se observa que la primera respuesta ocurre a 6 kV en lugar de 8 kV, aunque dicha variación se puede atribuir a pequeñas variaciones en el grosor del dieléctrico. En cuanto a $\Delta\theta$, se registró casi el doble de actuación, siendo en este caso $\Delta\theta = 21^\circ$, figura 5.30.b. Además, al igual que en el caso anterior, también se observó el mismo desplazamiento de la curva hacia la izquierda en el retorno, figura 5.30.a.

Al comparar ambas configuraciones del brazo, se observa un retraso tanto al elevar el voltaje, como al disminuirlo; dicho fenómeno estaría ocurriendo por la interacción entre las piezas, en particular al roce estático entre ellas. Otro elemento a considerar, es la diferencia en $\Delta\theta$, que se explica por la ubicación de la carga muerta, pues, en la primera configuración el pre-estiramiento depende del torque ejercido por el radio, valor que cambia a lo largo de la actuación al variar su ángulo respecto a la horizontal, indicando que en función de la posición inicial del radio, se obtendrán distintos $\Delta\theta$.

En consecuencia, dado que en la primera configuración se obtienen menores rotaciones del brazo, además de que se observa demasiada variabilidad en $\Delta\theta$, la que dependería de la posición inicial del radio, en particular su ángulo respecto a la horizontal, se decide desechar dicha alternativa, prosiguiendo exclusivamente con la segunda configuración.

Con la configuración final escogida se obtiene un mayor $\Delta\theta$, además de una respuesta más suave, pero aún se observa el desplazamiento de la curva de retorno. Este último comportamiento, ocurre debido a que el torque que ejerce el DEA sobre el radio es muy bajo, pero como el sistema se comporta como una palanca de tercer grado, figura 5.31.a, es decir, la fuerza se encuentra entre el punto de apoyo y la resistencia, entonces existen dos vías para aumentar dicho torque: acoplar DEA's en paralelo para aumentar la fuerza elástica, o, aumentar la distancia anclaje-eje, es decir, el brazo de momento interno (BMI), siendo esta última opción la escogida.

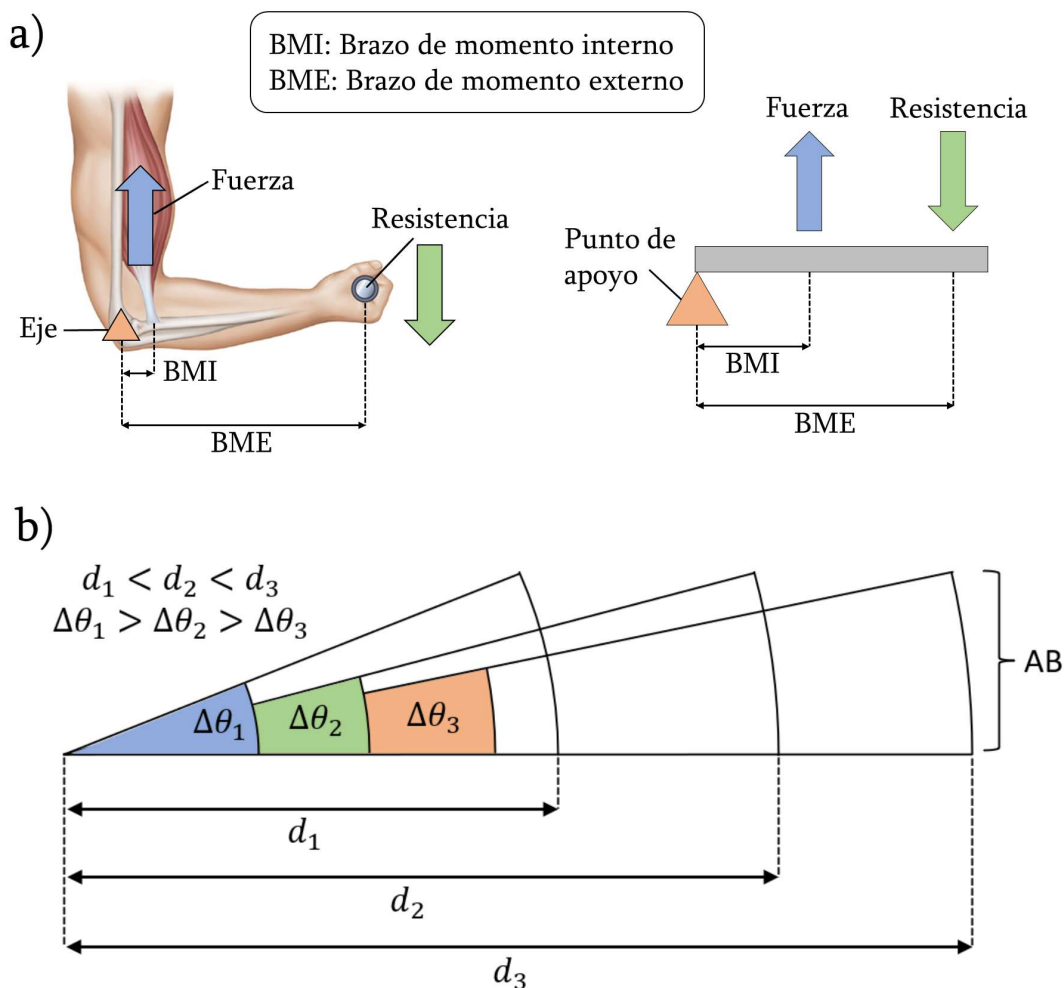


Figura 5.31: Elementos de una palanca de tercer grado y el efecto que genera la variación del BMI. a) Analogía entre un brazo y una palanca de tercer grado, donde la fuerza se encuentra entre el eje y la resistencia, caso análogo al del bíceps y el DEA en el brazo artificial. Editado de [170]. b) Efecto de aumentar el BMI en una palanca de tercer grado dado un arco AB constante. Se observa que a mayor es la distancia del eje, $d_3 > d_2 > d_1$, menor debe ser el ángulo que comprende el arco, $\Delta\theta_3 < \Delta\theta_2 < \Delta\theta_1$, y viceversa.

Si bien aumentar la distancia anclaje-eje aumentará el torque generado por el DEA, también se espera un descenso de $\Delta\theta$, pues, independiente del BMI, la actuación del DEA permanecerá constante y, por ende, el arco que describe el punto de anclaje también lo hará, pero a medida que se aumente el BMI, para seguir describiendo el mismo arco, su ángulo asociado debe ser menor; lo anterior se ilustra en la figura 5.31.b, donde se observa que para un arco AB fijo, a mayor BMI = $d_3 > d_2 > d_1$, el ángulo descende, $\Delta\theta_3 < \Delta\theta_2 < \Delta\theta_1$, y viceversa.

Para los ensayos se compararon tres BMI: 0,5, 3,5 y 6,5 cm. Al utilizar GC como electrodos, se observa un descenso en $\Delta\theta$, desde 21,3° a 10,6° y 6,7°, figuras 5.32.a-c respectivamente, curvas en negro. Además, en la figura 5.33.a se presenta la rotación del brazo al emplear un BMI de 0,5 cm. Sumado a lo anterior, al disminuir el BMI se logró el desplazamiento de las curvas de retorno hacia la derecha, donde en la figura 5.32.c, se obtiene prácticamente una superposición completa, es decir, el comportamiento ideal del sistema.

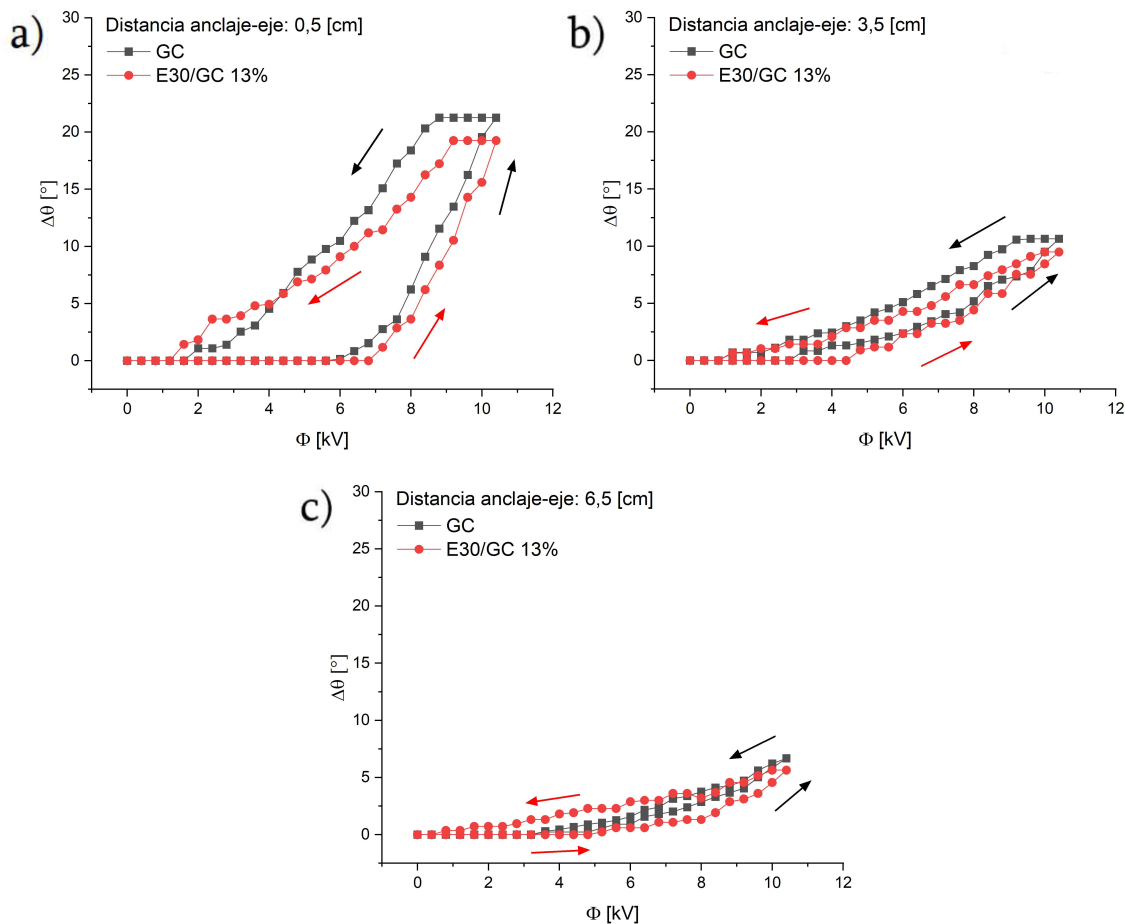


Figura 5.32: Comparación de la rotación del brazo, $\Delta\theta$, en función del voltaje aplicado, Φ , para DEA's con GC, negro, y E30/GC 13 %, rojo, como electrodos, pre-estiramiento biaxial mixto de factores $\lambda_x = 2,4$ y $m_y = 250$ g y grosor de dieléctrico $z = 0,85$ mm. Se utilizó la segunda configuración del brazo con la carga muerta en posición vertical y se varió la distancia anclaje-eje o brazo de momento interno en a) 0,5 cm, b) 3,5 cm y c) 6,5 cm.

Posteriormente, se comparó el desempeño del nuevo electrodo para los tres BMI, donde no se superó los 10,5 kV al igual que con la GC, de forma de obtener una comparación objetiva de las actuaciones máximas a un mismo voltaje, además, se destaca que no se superó dicho voltaje, pues,

se encuentra en el límite de Φ_{cr} para el E30/GC 13 %, figura 5.26.a. Cuando el BMI aumenta desde 0,5 a 3,5 y 6,5 cm, el nuevo electrodo logra un desplazamiento de $\Delta\theta = 19,3^\circ$, $9,5^\circ$ y $5,6^\circ$ figuras 5.32.a-c respectivamente, curvas en rojo, equivalente a un 10 % menos que la GC en todos los casos. Además, en la figura 5.33.b se presenta la rotación máxima del brazo al emplear un BMI de 0,5 cm. En cuanto a la morfología de las curvas, se mantiene el carácter exponencial visto hasta ahora, además del desplazamiento de las curvas de retorno.

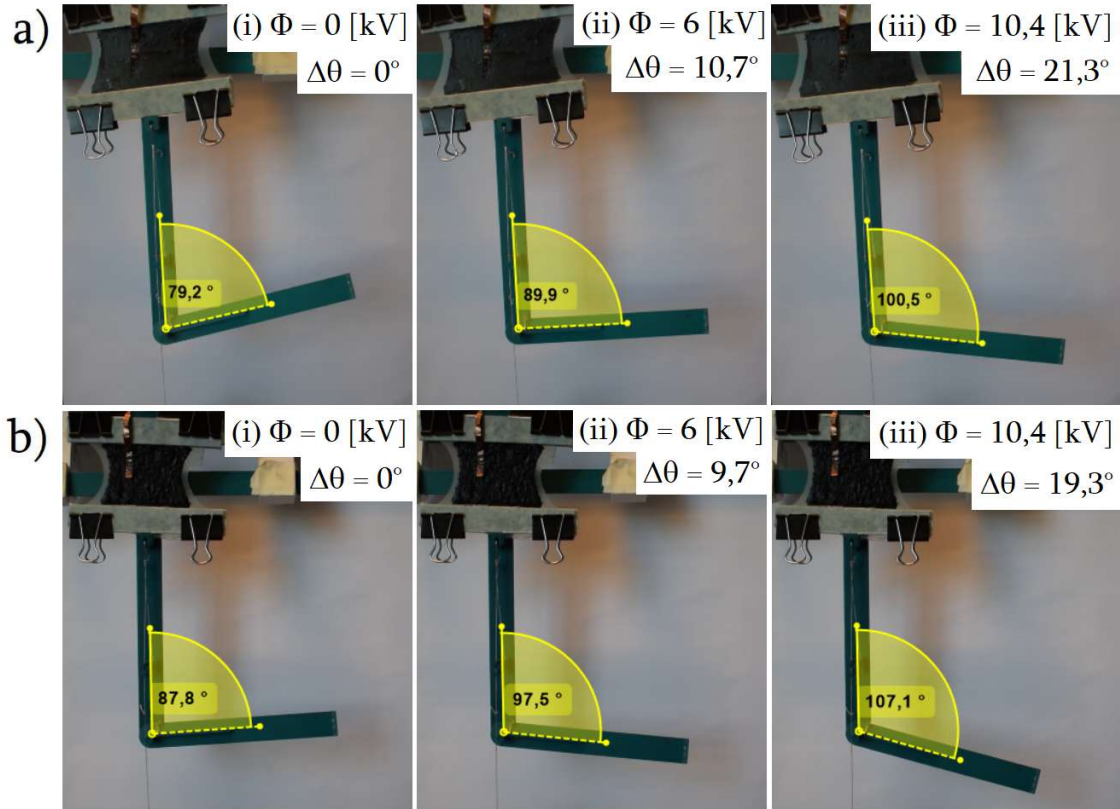


Figura 5.33: Rotación del brazo artificial, $\Delta\theta$, en función del voltaje, Φ , dado un BMI de 0,5 cm, un dieléctrico de E30 y utilizando electrodos de a) GC y b) E30/GC 13 %. Se presentan ambos sistemas en (i) estado de reposo, (ii) a mitad de la rotación máxima y, (iii) al alcanzar la máxima rotación.

En cuanto al rendimiento del actuador aquí fabricado respecto a la literatura, resulta compleja una comparación bajo una escala objetiva, pues, se utilizan distintos dieléctricos, electrodos, modos de pre-estiramientos, configuraciones, grosores de dieléctricos, entre otros. Por dichas razones se opta por escoger DEA's que se encuentren acoplados a sistemas análogos al brazo artificial y, se comparan los ángulos de rotación del radio, $\Delta\theta$.

En el trabajo de Lu et al., se fabricó un brazo utilizando VHB 4905 como dieléctrico y un pre-estiramiento biaxial mixto, el cual se realizó gracias a varillas de fibra de vidrio en un eje y un resorte que funcionó como análogo a una carga muerta para pre-estirar en el eje perpendicular. Se reportó una actuación lineal máxima de 142 %, equivalente a una rotación de $\Delta\theta = 70^\circ$ [123]. Otro caso es el del actuador multicapa fabricado por Duduta et al., el cual consiste en 1170 capas de un oligómero de acrilato de uretano sin pre-estirar, que si bien se fabrica con el objetivo de levantar grandes cargas, logra una rotación de $\Delta\theta \approx 35^\circ$ [71]. Por último, se encuentra el actuador HASEL,

fabricado por Acome et al., compuesto de silicona Sylgard 184 relleno de aceite como dieléctrico y pre-estirado de manera análoga a la configuración de la figura 5.28.a; con lo que se logra un gran control del movimiento del brazo y una rotación máxima de $\Delta\theta \approx 53^\circ$ [8].

Por lo tanto, se logró desarrollar un nuevo electrodo reutilizable, que demostró ser compatible y funcional en varias configuraciones de pre-estiramiento, incluido un actuador capaz de ser acoplado a un brazo artificial. Y si bien el *soft robot* aquí fabricado presentó una actuación baja al ser comparado con otros actuadores similares, se encontró en el mismo orden de magnitud, sumado a que posee la flexibilidad de modificar el comportamiento de su actuación en función del BMI. Por último, existen múltiples vías para mejorar el rendimiento del sistema aquí presentado, como reducir el grosor del nuevo electrodo para que su rigidez no interfiera con la actuación, acoplar DEA's en paralelo para aumentar el torque generado, o incluso reemplazar la carga muerta por un resorte u otro DEA, con el objetivo de imitar sistemas biológicos agonista-antagonista, como el de los músculos bíceps-tríceps.

5.4. Aplicaciones en DES's

Como se vio en la sección 1.2, la variación de la capacitancia, ΔC , de un DES es proporcional a la constante dieléctrica, ε_r , del elastómero dieléctrico, es decir, $\Delta C \propto \varepsilon_r$. Por lo tanto, ya que se observó un incremento de ε_r al aumentar la concentración de grasa en los MC's, figura 5.2, a modo de dieléctricos se utilizaron películas de E30 y E30/GC 1, 4, 7, 10 y 13 %. Además, se recuerda que el MC E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % se descartó para ser utilizado como dieléctrico debido a su baja rigidez dieléctrica, ver la sección 5.1.1.

En cuanto a los electrodos, puesto que se requiere que posean conductividades, σ , del orden de 10^{-1} S/m, el E30/GC 13 % utilizado en DEA's no cumple con dicho requisito, por el contrario, la GC y el E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % sí se consideran como potenciales candidatos, pues, poseen $\sigma = 1 \cdot 10^{-1}$ S/m y $\sigma = 3,0 \cdot 10^{-1}$ S/m respectivamente. Aunque, recordando de la sección 2.2, la adherencia de los electrodos es un factor de alta prioridad para evitar deslizamiento de los elementos y no sensar de manera incorrecta las deformaciones, fenómeno que ocurre al utilizar GC, por lo tanto, ya que el E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % presentó siete veces mayor adherencia que la GC por sí sola, figura 5.7, se decide descartar la GC y utilizar el MC con GC y MWCNT como electrodo, lo que permite utilizar un voltaje de operación de 200 mV. Aunque, debido a su carácter líquido, una vez aplicado se cubrió con una capa de E30.

Otro elemento a tener en cuenta, es la geometría de los DES's, puesto que, en función del área, A , y grosor del dieléctrico, z , se puede modular la capacitancia del sensor, ecuación 1.7, pero ya que se busca evaluar la respuesta de los distintos dieléctricos, se mantiene la razón A/z constante en torno a $500 \text{ mm}^2/\text{mm}$.

En cuanto a como comparar la sensibilidad de los DES's, se utiliza un parámetro análogo al *gauge factor* o GF utilizado en sensores piezorresistivos, pero aplicado en este caso a sensores capacitivos, que para ser diferenciado, se denomina c-GF (por *capacitive gauge factor*), ecuación 4.6. Y dado que el c-GF se calcula como la capacitancia normalizada sobre la deformación impuesta, corresponde a la pendiente de las curvas de las figuras 5.34.a-b.

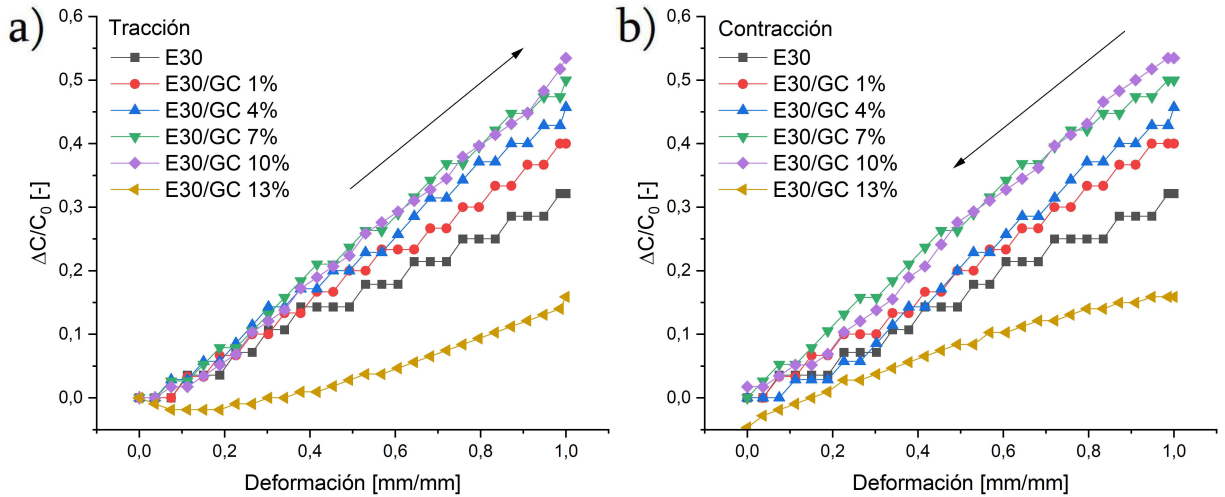


Figura 5.34: Curvas de capacitancia normalizada, $\Delta C/C_0$ en función de la deformación uniaxial de los DES's. Se utilizó E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % como electrodos y E30 con 0, 1, 4, 7, 10 y 13 % de GC como dieléctricos, además de una razón $A/z = 500 \text{ mm}^2/\text{mm}$. a) Ciclo de tracción. b) Ciclo de contracción.

En las figuras 5.34.a-b se presentan las curvas de capacitancia normalizada, $\Delta C/C_0$, para la tracción y contracción respectivamente. Se observa que al utilizar E30 como dieléctrico, se obtiene un $c\text{-GF} = 0,33$, curva negra, mientras que al aumentar el contenido de GC hasta 10 %, la pendiente de las curvas crece progresivamente hasta llegar a un máximo de $c\text{-GF} = 0,54$, curva morada, comportamiento esperado debido al aumento de ϵ_r desde 5,3 a 7,1, figura 5.2.

En contraparte, cuando se utiliza E30/GC 13 % como dieléctrico, lo primero que se puede notar es un abrupto descenso en las pendientes, este fenómeno ocurre debido a que, si bien al 13 % de GC ya ocurrió la percolación, por lo que ϵ_r aumento hasta 16,5, dicho aumento no vino acompañado de una variación de la capacitancia de la misma magnitud al deformar el DES; siendo de vital importancia este último elemento, pues, el $c\text{-GF}$ calcula la razón de la variación “proporcional” de los parámetros, es decir, si bien se aplicó un 100 % de deformación uniaxial a todos los DES's, en el caso del E30/GC 13 %, su pendiente sugiere que no sufrió la misma deformación efectiva, es decir, el material presentaría relajación de tensiones, comportamiento visto en sólidos viscoelásticos donde ocurre una acomodación de las cadenas del polímero durante la deformación.

Sumado a lo anterior, al inicio de la curva de tracción, $\Delta C/C_0$ desciende en el tramo de 0 - 20 % en lugar de aumentar, mientras que en la curva de contracción, se alcanza $\Delta C/C_0 = 0$ al 15 % de deformación, por lo que se obtienen valores negativos en $\Delta C/C_0 = 0$, reforzando la teoría de que el material presenta un comportamiento viscoelástico.

Otro elemento a considerar en las curvas, es la linealidad de las mismas, pues, como se presentó en la ecuación 1.10, $\Delta C = \epsilon C_0$, es decir, se espera que la variación de la capacitancia presente un comportamiento lineal. Para corroborar lo anterior, se aplicó una regresión lineal a las curvas de tracción y contracción por separadas y, se registró el coeficiente de determinación R^2 . Para los casos de 0, 1, 4, 7 y 10 % de GC, se obtuvo que $R^2 > 0,99$, indicando que las curvas efectivamente poseen un comportamiento lineal; aunque para el caso de 13 % de GC, dicho valor baja a 0,92 para la tracción y 0,98 para la contracción. En la tabla 5.5 se presentan los $c\text{-GF}$ para los DES's de la figura 5.34 y coeficientes de determinación para los ciclos de tracción y contracción.

Tabla 5.5: Comparación del rendimiento de los sensores capacitivos. Se presenta la sensibilidad de los DES's, calculada como el c-GF, además de los ajustes lineales realizados sobre los ciclos de tracción y contracción.

Sensor capacitivo	c-GF [-]	R ² Tracción [-]	R ² Contracción [-]
E30	0,33	0,994	0,992
E30/GC 1 %	0,41	0,994	0,995
E30/GC 4 %	0,46	0,993	0,992
E30/GC 7 %	0,51	0,994	0,998
E30/GC 10 %	0,54	0,996	0,996
E30/GC 13 %	0,17	0,922	0,981

Una vez analizada la respuesta de los DES's ante un ciclo de deformación, se evaluó su respuesta al realizarles 50 ciclos consecutivos de tracción y contracción, alcanzando en todos los casos un 100 % de deformación. Los resultados de dichos ensayos se presentan en la figura 5.35.

Al utilizar E30 como dieléctrico, se observa casi nula desviación en $\Delta C/C_0$, tanto al inicio, como final del ciclo, figura 5.35.a. Al añadir bajas concentraciones de GC, 1 y 4 %, se presentan pequeñas fluctuaciones en torno a $\Delta C/C_0 = 0,4$ y $0,46$ respectivamente, equivalente ± 1 pF, además que una vez se superan los 20 ciclos, la capacitancia se estabiliza en valores constantes, figuras 5.35.b-c. Al aumentar el contenido de GC a 7 y 10 %, figuras 5.35.d-e, aún se mantiene constante la capacitancia al inicio y fin de ciclo, pero con mayores variaciones en torno a ± 2 pF.

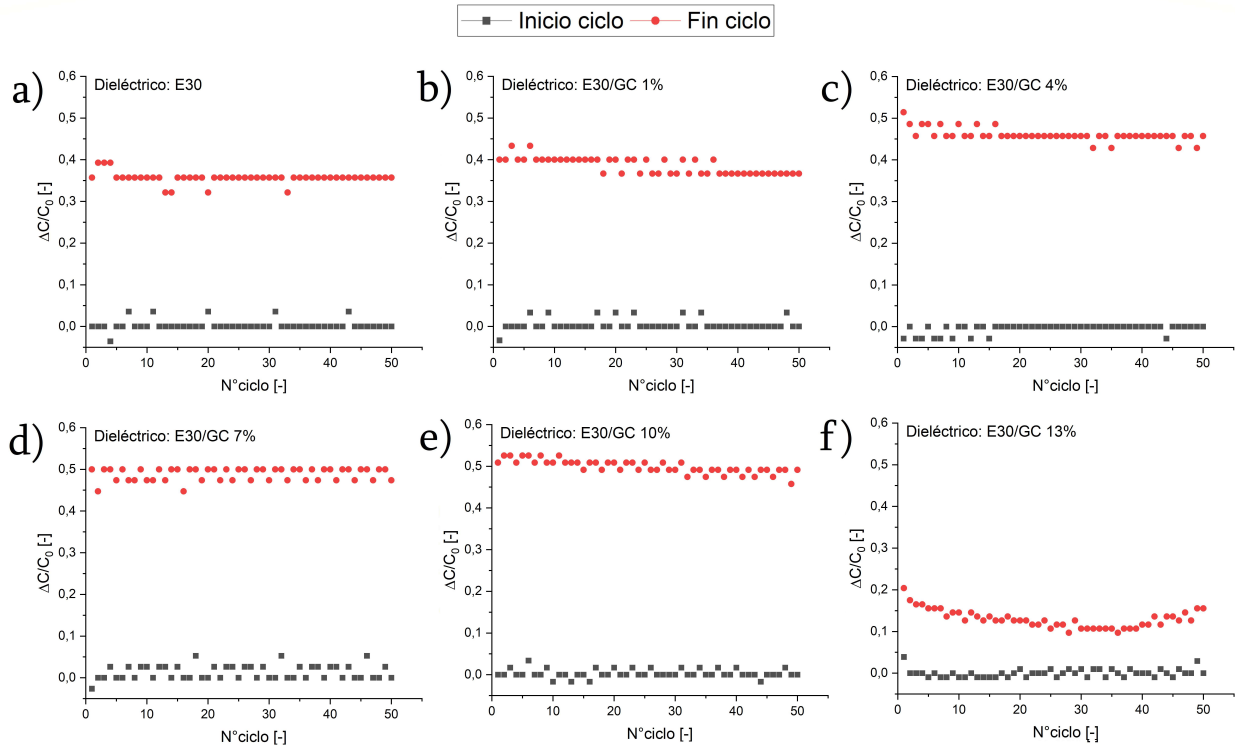


Figura 5.35: Análisis de reproducibilidad, donde los DES's se sometieron a 50 ciclos de 100 % de deformación. Se grafica la capacitancia normalizada, $\Delta C/C_0$, al inicio de cada ciclo, negro, y al final de cada ciclo, rojo. A modo de dieléctricos se utilizó a) E30, b) E30/GC 1 %, c) E30/GC 4 %, d) E30/GC 7 %, e) E30/GC 10 % y f) E30/GC 13 %.

En base a lo anterior, es de esperar que al utilizar E30/GC 13 %, se obtenga una mayor desviación, la que resulta ser entre $\Delta C/C_0 = 0,1$ y $0,2$, tal como se observa en la figura 5.35.f, equivalente a una variación de ≈ 10 pF, además, se presenta un comportamiento inusual en la curva de fin de ciclo, con un descenso de casi el 50 %, lo que se condice con los resultados obtenidos hasta ahora, reafirmando la presencia de fenómenos viscoelásticos.

Debido al comportamiento anómalo del compuesto de E30/GC 13 %, figuras 5.34, curvas en amarillo, y figura 5.35.f, se realizó un ensayo de relajación para evaluar si dicho MC posee efectivamente tiene comportamiento viscoelástico, es decir, si ante una tensión constante, se producen deformaciones con del paso del tiempo [171]. Para ello se utilizó E30 como referencia y el MC a analizar, E30/GC 13 %.

En la figura 5.36 se presentan las curvas de fuerza normalizada, F/F_0 , para ambos MC's. En primer lugar, el E30 presentó un leve descenso de la fuerza ejercida en un 5 % durante los primeros 100 s, que luego se estabiliza en torno al 6 % al finalizar el ensayo. Respecto al E30/GC 13 %, durante los primeros segundos y caso de manera instantánea, se observo un descenso de F/F_0 del 20 %, posteriormente, al pasar el tiempo se observa una reducción de carácter logarítmica al igual que en el E30, aunque en magnitud mucho mayor, ya que al transcurrir los 600 s, se reportó una reducción del 36 %. Cabe destacar que la variación de los datos del MC de E30/GC 13 %, curva roja, se debe a que la magnitud de la fuerza medida se encuentra en el orden de los 0,05 N, es decir, una fuerza 20 veces menor a la registrada por el E30, en torno a 1 N; en consecuencia, las mediciones se encuentran cerca de la máxima resolución de la celda del equipo.

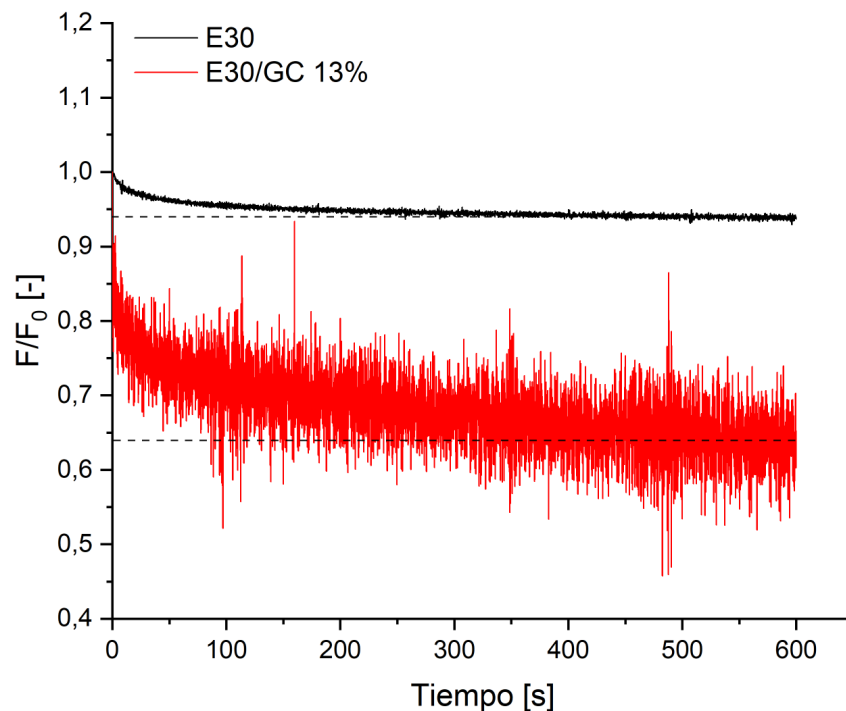


Figura 5.36: Ensayo de relajación para el E30 y E30/GC 13 %. Se grafica la fuerza normalizada, F/F_0 , que ejerce el elastómero al ser sometido a un 100 % de deformación durante 600 s. Una vez finalizado el ensayo, el E30 registró un descenso de F/F_0 en un 6 %, mientras que el E30/GC 13 % en 36 %.

Por lo tanto, la GC efectivamente induce un comportamiento viscoelástico en los compósitos con silicón, causado principalmente por el curado incompleto del E30, tal como se discutió en la sección 2.1.2, lo que explica los resultados de las figuras 5.35, donde a mayor contenido de GC, $\Delta C/C_0$ presenta una mayor descenso con el pasar de los ciclos, curvas en rojo.

A continuación y para comparar los sensores aquí fabricados con la literatura, se escoge el DES con el mejor desempeño. Para ello, se consideran tres factores clave: sensibilidad, calculada como el c-GF, reversibilidad y reproducibilidad en las mediciones.

Al aumentar el contenido de GC de los dieléctricos, se obtiene un aumento progresivo de la sensibilidad hasta alcanzar un máximo c-GF de 0,54 con E30/GC 10 % como dieléctrico, valor un 60 % mayor al obtenido originalmente con el E30, ver la tabla 5.5. Y si bien, el E30/GC 13 % posee un mayor ε_r , debido al comportamiento viscoelástico observado, figura 5.36, se obtiene el DES con la menor sensibilidad, c-GF = 0,17.

Respecto a la reversibilidad y reproducibilidad de los DES's, al trabajar con contenidos de GC bajo la percolación, se observa una alta linealidad en todas las curvas, tanto de tracción como contracción, $R^2 > 0,99$, figura 5.34, sumado a una alta estabilidad de las mediciones tras 50 ciclos de deformación consecutivos, figura 5.35.a-e. No obstante, dichos comportamientos no son vistos en el dieléctrico de E30/GC 13 %, pues, la viscoelasticidad del material favorece la relajación del sensor a la hora de la deformación, reduciendo así, la precisión de las mediciones tras un uso prolongado, figura 5.35.f.

En consiguiente, se escoge el DES con E30/GC 10 % como dieléctrico, puesto que, aunque los MC con un contenido de GC de 0 a 10 % presentan buena reversibilidad y desempeño con el uso continuo, el E30/GC 10 % expuso la mayor sensibilidad debido a su mayor constante dieléctrica.

Al comparar el desempeño del DES con E30/GC 10 %, ver la tabla 5.6, se observa que la sensibilidad obtenida se encuentra en el mismo orden de magnitud que otros sensores capacitivos, además, ya que las inclusiones de GC permitieron mantener la extensibilidad intrínseca del E30, sección 2.1.2, el sensor es capaz de operar ante deformación extremas de más del 500 % sin sufrir daños, comportamiento poco frecuente en este tipo de sensores.

Tabla 5.6: Comparación entre el DES con E30/GC 10 % como dieléctrico, con sensores análogos en la literatura. Se presenta el material del dieléctrico, sus electrodos, la extensibilidad máxima que soporta el DES sin sufrir daños y la sensibilidad, calculada como el c-GF.

Dieléctrico	Electrodos	Extensibilidad máx.	c-GF	Referencia
E30/GC 10 %	E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %	500 %	0,55	Este trabajo
E30/PS ^a	Ti ₃ C ₂ T _x ^b	100 %	1,11	[55]
E30	AgNW ^c	50 %	0,7	[56]
PDMS	SWCNT	100 %	0,99	[134]
Dragonskin 10 ^d	Fluido iónico ^e	700 %	0,35	[135]

^a Compósito de Ecoflex 00-30 con fibras de poliestireno.

^b MXeno de carburo de titanio.

^c Nanocables de plata.

^d PDMS marca Smooth On®.

^e Glicerol, cloruro de sodio y polietilenglicol.

A continuación, se procede a fabricar un sensor de flexión dactilar que consta de cinco películas: el dieléctrico de E30/GC 10 %, dos capas de electrodo de E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, que se mantuvieron en contacto con laminas de cobre para la conexión eléctrica y, por último, se cubrieron los electrodos con dos capas de E30. En la figura 5.37 se presenta un esquema del sensor.

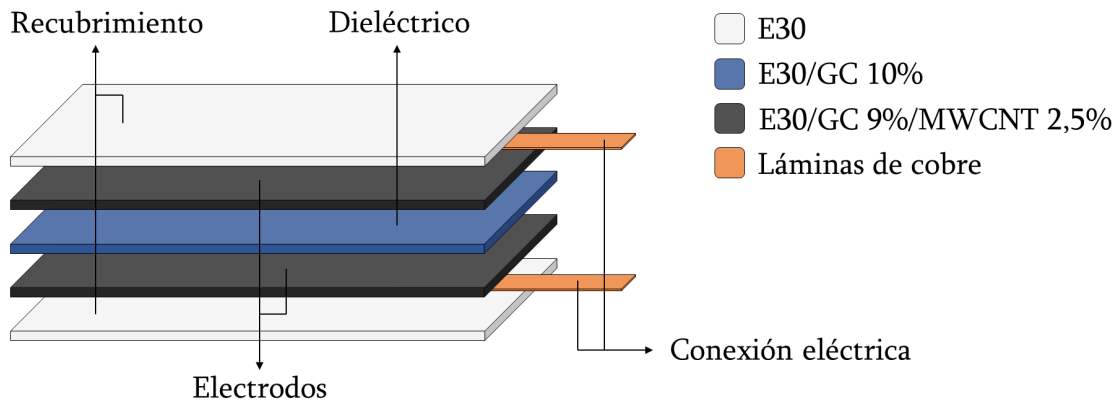


Figura 5.37: Diagrama del sensor de flexión dactilar. Los elementos del sensor son: un dieléctrico de E30/GC 10 %, azul, dos electrodos de E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, negro, dos láminas de cobre para la conexión eléctrica externa, naranja, y dos láminas de E30 para aislar el sistema, blanco.

El sensor operó con 200 mV, ya que se está empleando el mismo electrodo que para los ensayos previos en DES's, además de tener unas dimensiones aproximadas de 80 x 15 x 7 mm, figura 5.38.a. Sumado a lo anterior, debido a que se redujo el área superficial, A , del dieléctrico, para que se pueda ajustar al dedo índice, también se redujo su grosor, z , de forma que se aumentó la razón A/z de 500 a 1000 mm²/mm, esto último se realiza, pues, se recuerda que la variación de la capacitancia, ΔC , es directamente proporcional a A/z .

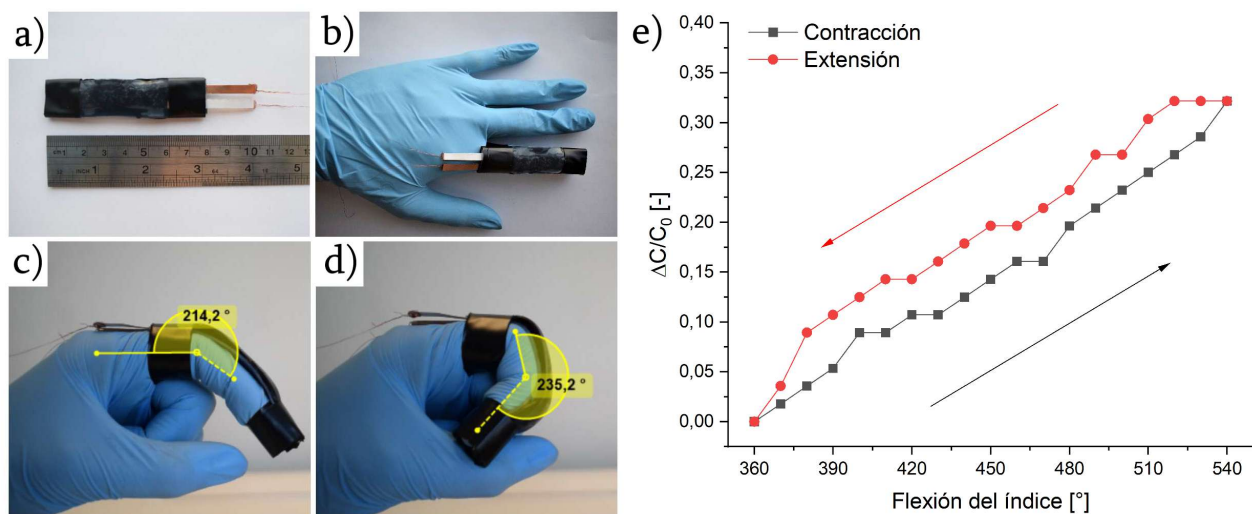


Figura 5.38: Configuración y curva de flexión del sensor dactilar. a-b) Dimensiones y anclaje del sensor al dedo índice. c-d) Medición del ángulo externo de la primera y segunda falange. Curva de capacitancia en función del ángulo medido a través de un ciclo de extensión y contracción. Se utilizó E30/GC 10 % como dieléctrico, E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % como electrodos y una razón de $A/z = 1000$ mm²/mm.

Para acoplar el sensor, este se adhirió al dedo índice de forma que cubra las tres falanges, figura 5.38.b, y luego, desde las placas de cobre, se realizó la conexión eléctrica al equipo de medición. A continuación, se registró el ángulo externo formado por la primera y segunda falange, figura 5.38.c, y el formado por la segunda y tercera falange, figura 5.38.d. Aunque, debido a que los ángulos registrados varían de forma desigual a lo largo de la flexión del índice, por practicidad, se presenta la suma de ambos ángulos [172]. En el gráfico de la figura 5.38.e se muestra un ciclo desde la extensión completa del índice, 360° , hasta la flexión total, es decir $\approx 540^\circ$, y posterior retorno a la extensión. Finalmente, el DES fue capaz de sensar satisfactoriamente la flexión del índice desde una extensión completa a una contracción total, siendo capaz de captar variaciones de hasta 10° , equivalentes a 1 pF.

Por lo tanto, se logró desarrollar un nuevo elastómero dieléctrico y electrodo, ambos funcionales en DES's, con los que se fabricó un sensor de bajo voltaje de operación capaz de realizar seguimiento de movimiento humano, en particular, flexión dactilar. Por último y para ampliar las aplicaciones de los DES's, no se descarta modificar los métodos de fabricación del dieléctrico, para diseñar microestructuras en el mismo y así obtener respuestas específicas ante ciertos estímulos, extendiendo sus usos a sensores de presión, torsión, humedad y/o proximidad.

5.5. Sensores piezorresistivos

En adición y, aprovechando el carácter conductor de los MC's fabricados, se elaboran sensores piezorresistivos para comparar su desempeño con los DES's de la sección 5.4. Para ello se utilizaron los MC E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, que debido a la diferencia de sus conductividades, operaron con 500 V y 200 mV respectivamente.

Los sensores piezorresistivos tuvieron un largo de 60 mm, además de estar recubiertos de E30 para aislarlos eléctricamente y, en el caso del E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, esto fue aún más necesario, ya que se comporta como un líquido, por lo que el E30 no solo le otorga integridad estructural, sino que permite su manipulación. En adición, para calcular la sensibilidad de los sensores, se utilizó el factor de gauge, GF, calculado según la Ecuación 4.7

En las figuras 5.39.a-b y 5.39.c-d se presentan las curvas resistencia normalizada, $\Delta R/R_0$, y $\log(\Delta R/R_0)$ respectivamente, en ambos casos se muestran los ciclos de tracción y contracción. Una de las diferencias que se hace notar en las curvas, es la tendencia de cada una, pues, la del E30/GC 13 % posee un carácter exponencial, negro, mientras que la del E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % es de tipo lineal, rojo. Dicho comportamiento se puede explicar por diversos factores, como el grado de percolación del sistema, la estructura de la red de partículas, la distancia entre las inclusiones, así como la razón de aspecto de las mismas [173].

En cuanto a la sensibilidad del E30/GC 13 %, debido a que $\Delta R/R_0$ es de carácter exponencial, su GF varía a lo largo de la deformación, en lugar de ser constante como en el caso de los DES's de la figura 5.34. En particular, a pequeñas deformaciones de entre 0 - 30 %, se obtienen $GF = 10 \pm 3$, valor que asciende rápidamente a $GF = 90$ al alcanzar un 80 % de deformación y, que luego se cuadruplica al 100 %, punto en que se obtiene un máximo GF de 373. Por el contrario, la sensibilidad del E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % toma valores constantes de $GF = 2,5$, muy por debajo de los 373 antes reportados.

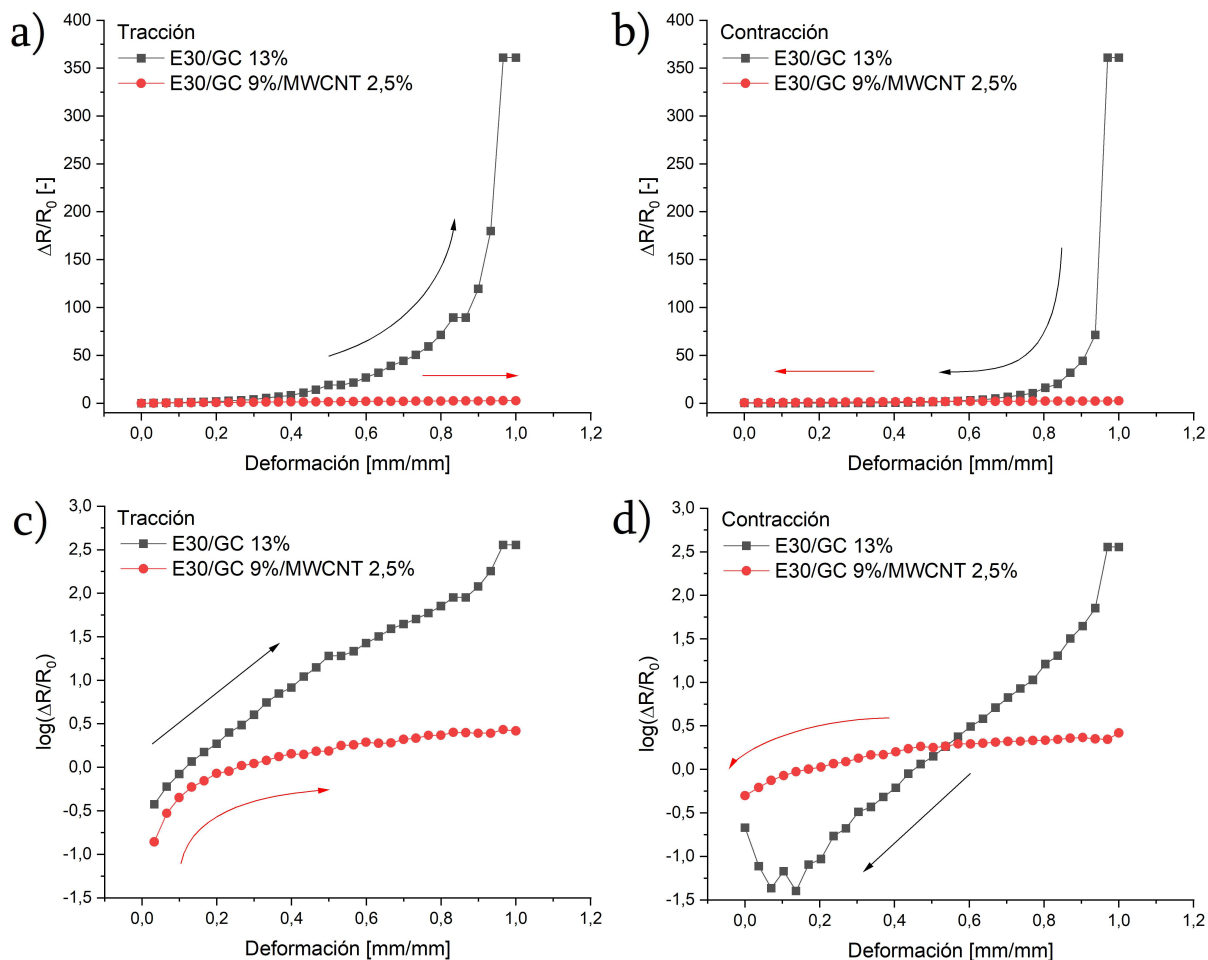


Figura 5.39: Curvas de resistencia normalizada, $\Delta R/R_0$ para los ciclos de a) tracción y b) contracción, y $\log(\Delta R/R_0)$ para la c) tracción y d) contracción. El largo de los sensores piezorresistivos fue de 60 mm y se utilizaron E30/GC 13%, negro, y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, rojo, a modo de compósitos conductores.

Este comportamiento se puede deber a que el sistema E30/GC 13% se encuentra en el límite del umbral de percolación, figura 5.1, es decir, pequeñas deformaciones son suficiente para separar las inclusiones de GC e inducir grandes cambios en la resistencia del MC, en particular de tres órdenes de magnitud. Por el contrario, el sistema E30/GC 9%/MWCNT 2,5% al no solo poseer GC, sino también MWCNT, se encuentra en un estado de mayor percolación, elemento que se ve reflejado en la conductividad alcanzada y, por ende, dicho MC es más “estable” y menos sensible a las deformaciones.

En cuanto a la linealidad de las curvas, para el E30/GC 13% se realizó la regresión según el $\log(\Delta R/R_0)$, figuras 5.39.c-d, obteniendo valores de R^2 de 0,99 y 0,95 para los ciclos de tracción y contracción respectivamente, mientras que para el E30/GC 9%/MWCNT 2,5% se consideró $\Delta R/R_0$, figuras 5.39.a-b, con los que se obtuvieron valores similares, siendo $R^2 = 0,98$ y 0,95. En la tabla 5.7 se presentan los GF de los sensores piezorresistivos y coeficientes de determinación para los ciclos de tracción y contracción.

Tabla 5.7: Comparación del rendimiento de los sensores piezorresistivos. Se presenta la sensibilidad de los sensores, calculada como el GF, además de los ajustes lineales realizados sobre los ciclos de tracción y contracción.

Sensor piezorresistivo	GF	R ² Tracción	R ² Contracción
E30/GC 13 %	10 - 373	0,985	0,947
E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %	2,5	0,982	0,951

Al realizar los ensayos de reproducibilidad, se observa una gran variabilidad en las mediciones de fin de ciclo para el E30/GC 13 %, figura 5.40.a. Dicho comportamiento, ocurre debido a que la velocidad del ensayo fue de 600 mm/s, diez veces más que la velocidad empleada en la figura 5.39, por ende, durante un ciclo de tracción, el MC no alcanza a relajarse en la misma proporción, llevando a menores mediciones en torno a $\Delta R/R_0 = 50$. Luego, con el pasar de los ciclos, el E30/GC se relaja cada vez más, hasta que al superar los 40 ciclos, se alcanza $\Delta R/R_0 = 350$, valor original reportado en la figura 5.39.a.

Cabe destacar que si bien también se utiliza E30/GC 13 % en uno de los DES, figura 5.35.f, no se observa el mismo comportamiento en la curva de fin de ciclo, ya que, en el caso del sensor capacitivo, las alteraciones de la capacitancia ocurren por cambios en el área superficial y grosor del dieléctrico, mientras que en el piezorresistivo, los cambios de $\Delta R/R_0$ se originan por variaciones en la distancia entre las partículas conductoras, fenómeno que ocurre dentro del mismo compuesto.

En cuanto al sensor con E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, se aprecia una mayor estabilidad en las mediciones de fin de ciclo, figura 5.40.b, comparable a los resultados obtenidos con los DES's. También es posible notar un leve descenso en la resistencia durante los primeros diez ciclos, lo que se atribuye a la naturaleza líquida del material, pues, recordando de la sección 5.1.2, el E30/GC 13%/MWCNT 2,5 % se comporta como un líquido altamente viscoso, por lo que, es probable que mediante los ciclos de deformación ocurriese una reorganización de las partículas conductoras.

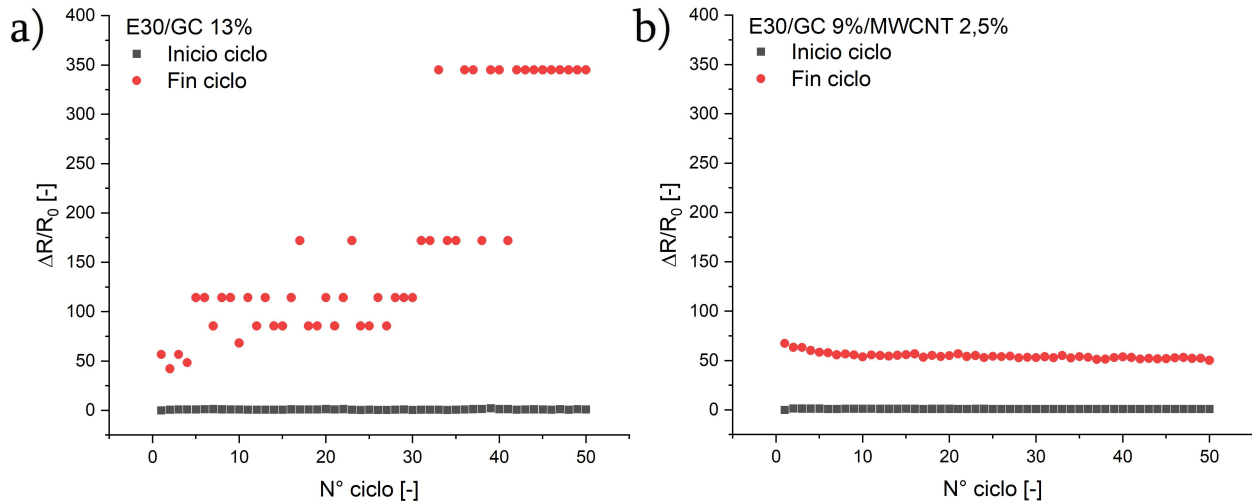


Figura 5.40: Análisis de reproducibilidad, donde los sensores piezorresistivos se sometieron a 50 ciclos de 100 % de deformación. Se grafica la resistencia normalizada, $\Delta R/R_0$, al inicio de cada ciclo, negro, y al final de cada ciclo, rojo. A modo de MC conductor se utilizó: a) E30/GC 13 % y b) E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %.

Al comparar el desempeño de los sensores piezorresistivos con sistemas análogos, tabla 5.8, se observa que un alto GF suele estar asociado a materiales con baja capacidad de deformarse y viceversa, por lo que el E3/GC 9%/MWCNT 2,5 % presenta un rendimiento dentro de los estándares; caso distinto es el E3/GC 13 %, pues, además de poseer una alta extensibilidad, posee una sensibilidad variable que aumenta con la deformación. Sumado a lo anterior y, si bien se calculó el GF al 100 % de extensión uniaxial, debido al carácter exponencial de la curva $\Delta R/R_0$, resulta interesante determinar el máximo GF del sensor al alcanzar una deformación del 500 %, máxima extensión que tolera el sensor antes de sufrir daños permanentes en su estructura.

Por lo tanto, debido al alto potencial del E3/GC 13 %, se deben trabajar en vías para mejorar el curado del E30, con el objetivo de eliminar su comportamiento viscoelástico indeseado. Además, se debe reducir su voltaje de operación, pues 500 V es un coste energético inviable para un sensor piezorresistivo.

Tabla 5.8: Comparación entre los sensores piezorresistivos de E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % con sensores análogos en la literatura. Se presenta el material del compuesto conductor, la extensibilidad máxima que soporta el sensor sin sufrir daños y la sensibilidad, calculada como el GF.

Compósito conductor	Extensibilidad máx.	GF	Referencia
E30/GC 13 %	500 %	10 - 373 (0 - 100 %) ^a	Este trabajo
E30/GC 9%/MWCNT 2,5	500 %	2,5	Este trabajo
SBS/Ag ^b	200 %	25	[174]
PU/Ag ^c	150 %	211	[57]
PU/PEDOT:PSS ^d	4 %	360	[175]
PUA/Pt ^e	2 %	2000	[176]
AuNW ^f	350 %	9,9	[177]

^a Rango de deformación en que se calculó el GF del sensor.

^b Nanopartículas de plata en estireno-butadieno-estireno.

^c Nanopartículas de plata con fibras de poliuretano.

^d Compósito de poliuretano y poli(3,4-etilendioxitiofeno):poli(estirenosulfonato).

^e Capa de 20 nm de platino sobre acrilato de poliuretano.

^f Nanocables de oro depositados sobre un sustrato elástico.

Por último, al comparar el DES de dieléctrico E30/GC 10 %, que posee el mayor c-GF = 0,55, con los sensores piezorresistivos aquí fabricados, se observa que el piezorresistivo E30/GC 13 % tiene una sensibilidad entre 18 y 650 veces mayor que la del DES, no obstante, opera con 2500 veces más voltaje, además de no ser apto para realizar mediciones precisas mientras se deforma continuamente, esto último debido a la viscoelasticidad del material. Por otro lado, el E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % también expuso una mayor sensibilidad, siendo 4,5 veces mayor a la del DES, aunque, en este caso, sin aumentar el voltaje de operación y manteniendo mediciones precisas tras un uso continuo, lo que sugiere potencial para ser usado como sensor de movimiento humano, al igual que los DES's.

6 | Conclusiones

La adición de grasa de carbono (GC) y nanotubos de carbono de pared múltiple (MWCNT) a una matriz de Ecoflex 00-30 (E30) permitió fabricar compósitos (MC's) con propiedades dieléctricas y mecánicas ajustables, para su uso como electrodos reutilizables en actuadores dieléctricos (DEA's) y como dieléctrico y electrodos en sensores capacitivos (DES's).

Al superar la percolación, el E30/GC 13% presentó una conductividad de $1,3 \cdot 10^{-3}$ S/m y el E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, $3,02 \cdot 10^{-1}$ S/m. También se observó un aumento de la constante dieléctrica, desde 5,3 hasta 16,5 al emplear 13% de GC. En cuanto al E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, dada su alta conductividad, resultó inviable medir su constante dieléctrica. La GC también permitió reducir el módulo de Young de los MC's desde 97 a 13 kPa y el esfuerzo de rotura desde 1000 a 210 kPa, pero manteniendo una extensibilidad de $750 \pm 80\%$. Por otro lado, el E30/GC 9%/MWCNT 2,5% se comportó como un líquido viscoso, razón por la que resultó infactible realizarle ensayos de tracción. Por último, la fuerza de adhesión de los MC se aumentó desde 15 hasta 81 mN para el E30/GC 13% y 104 mN para el E30/GC 9%/MWCNT 2,5%.

Al comparar los DEA's con electrodos de GC, con los electrodos de E30/GC 13% y E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, se observó que dado un mismo voltaje, se alcanzan actuaciones equivalentes ($p < 0,01$) para los modos equibiaxial y biaxial, aunque, ambos MC's inducen una reducción del voltaje máximo de operación. En cuanto al modo uniaxial, al emplear E30/GC 13% se obtienen mayores actuaciones a mismos voltajes, pues, suprime la pérdida de tensión que se da con la GC. También se obtuvieron resultados prometedores para el E30/GC 13% como electrodo reutilizable, al presentar una fuerza de adhesión y actuación invariante tras ser retirado y adherido consecutivamente.

Se fabricó un brazo artificial al que se le acopló un DEA pre-estirado biaxialmente de manera híbrida de factores $\lambda_x^* = 2,4$ y $\lambda_y^* \approx 2,0$, siendo este último valor equivalente a una carga muerta de $m_y^* = 250$ g. Al utilizar E30/GC 13% como electrodo en dicho sistema, se logró una rotación del brazo de $19,6^\circ$ de manera reversible y controlada, y además, gracias al diseño del anclaje del DEA, se pudo modular la magnitud del ángulo de giro.

En cuanto a los DES's, la GC como electrodo no tuvo una fuerza de adhesión lo suficientemente alta para mantener los elementos del sensor unidos, caso opuesto es el del E30/GC 9%/MWCNT 2,5%, que supuso una mejora a la GC al tener seis veces mayor adhesión, además de una conductividad ligeramente mayor, permitiendo operar los DES's a 200 mV, voltaje seguro para la aplicación en humanos.

Al añadir concentraciones de GC de 1 a 10% al E30, se obtienen dieléctricos que al ser utilizados en DES's, alcanzan factores de gauge capacitivos (c-GF) entre 0,41 y 0,54, mayores al obtenido

con E30 como dieléctrico, $c\text{-GF} = 0,33$. Al superar la percolación, si bien se tiene una constante dieléctrica considerablemente mayor, debido a la relajación viscoelástica del E30/GC 13 %, este presentó la menor sensibilidad, $c\text{-GF} = 0,17$. Cabe destacar que todos los DES's fabricados se pudieron operar hasta deformaciones mayores al 500 % sin sufrir daños. En relación con la reproducibilidad de las mediciones, los DES's con dieléctricos de E30 con GC entre 0 - 10 % presentaron un rendimiento ideal tras 50 ciclos de deformación consecutivos, presentando variaciones de no más de 2 pF.

Al utilizar el dieléctrico que ofreció la mayor sensibilidad, E30/GC 10 % con un $c\text{-GF} = 0,54$, se fabricó un sensor de flexión dactilar que se acopló al dedo índice. Con dicho DES's se sensó satisfactoriamente la flexión del dedo, desde su extensión total, 360° , hasta una contracción completa, 540° , con una precisión de 1 pF, equivalente a un error de solo 10° .

Adicionalmente, se desarrollaron dos sensores piezorresistivos a base de E30/GC 13 % y E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % para comparar su desempeño con los sensores capacitivos. El primer piezorresistivo operó con 500 V, voltaje 2500 veces mayor al de los DES's y, presentó una mala reproducibilidad en las mediciones debido a la relajación viscoelástica, a pesar de lo anterior, presentó un GF entre 10 - 373, considerablemente mayor a los obtenidos anteriormente. En cuanto al E30/GC 9%/MWCNT 2,5 %, presentó un GF de 2,5, menor al del primer piezorresistivo, pero 4,5 veces mayor al del DES's de mayor $c\text{-GF}$, sumado a que operó con 200 mV al igual que los DES's y, tuvo una respuesta satisfactoria ante ciclos consecutivos de deformación, sugiriendo potencial para ser empleado como sensor de movimiento humano.

La utilización de GC como relleno es un tópico poco convencional, pero que permitió modular las propiedades eléctricas del compósito sin volverlo menos flexible o más rígido, comportamiento extremadamente inusual, en especial a grandes concentraciones de inclusiones. Esto se vio reflejado al contrarrestar el efecto de los MWCNT, que a las concentraciones utilizadas vuelve a los materiales más frágiles. Por lo tanto, los compósitos de GC se consideran como un material muy prometedor y poco reportado para aplicaciones donde se requieran circuitos flexibles, como en robótica blanda, sensores de movimiento o generación de energía a través de transductores electromecánicos.

Finalmente, se recomienda abordar métodos de fabricación que permitan obtener electrodos de E30/GC 13 % de menor grosor, pues, se espera que de esta forma se alcancen mayores actuaciones. También se deben evaluar vías para eliminar las burbujas de la interfaz del DEA, como fabricación in-situ del compósito. Respecto al brazo artificial, acoplar DEA's en paralelo mantendrá la actuación, pero elevará las cargas que puede mover, ampliando así el potencial de los DEA's como futuros músculos artificiales. En cuanto a los DES's, se debe mejorar el curado de los compósitos, en especial al emplear grandes cantidades de inclusiones, pues, el E30/GC 13 % tiene un alto potencial como dieléctrico en DES's y como piezorresistivo y, el E30/GC 9%/MWCNT 2,5 % como piezorresistivo de bajo voltaje.

Bibliografía

- [1] Y. Guo *et al.*, “Review of Dielectric Elastomer Actuators and Their Applications in Soft Robots,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 3, no. 10, p. 2000282, 2021.
- [2] R. Pelrine *et al.*, “High-Speed Electrically Actuated Elastomers with Strain Greater Than 100 %,” *Science*, vol. 287, pp. 836–839, 2000.
- [3] Y. Kim *et al.*, “Printing ferromagnetic domains for untethered fast-transforming soft materials,” *Nature*, vol. 558, pp. 274–279, 2018.
- [4] L. Fernandes *et al.*, “Overview on thermoactive materials, simulations and applications,” *Journal of Materials Science*, vol. 55, 2019.
- [5] Z. Komeily-Nia *et al.*, “Smart photoactive soft materials for environmental cleaning and energy production through incorporation of nanophotocatalyst on polymers and textiles,” *Polymers for Advanced Technologies*, vol. 30, 2018.
- [6] J. Leng *et al.*, “Shape-memory polymers and their composites: Stimulus methods and applications,” *Progress in Materials Science*, vol. 56, no. 7, pp. 1077–1135, 2011.
- [7] G. M. Whitesides, “Soft Robotics,” *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 57, no. 16, pp. 4258–4273, 2018.
- [8] E. Acome *et al.*, “Hydraulically amplified self-healing electrostatic actuators with muscle-like performance,” *Science*, vol. 359, no. 6371, pp. 61–65, 2018.
- [9] J.-H. Youn *et al.*, “Dielectric Elastomer Actuator for Soft Robotics Applications and Challenges,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 2, 2020.
- [10] A. Bruschi *et al.*, “Dielectric Elastomer Actuators, Neuromuscular Interfaces, and Foreign Body Response in Artificial Neuromuscular Prostheses: A Review of the Literature for an In Vivo Application,” *Advanced Healthcare Materials*, vol. 10, no. 31, p. 2100041, 2021.
- [11] Y. Zhao *et al.*, “Review of dielectric elastomers for actuators, generators and sensors,” *IET Nanodielectrics*, vol. 3, no. 4, pp. 99–106, 2020.
- [12] M. D. Bartlett *et al.*, “Stretchable, High-k Dielectric Elastomers through Liquid-Metal Inclusions,” *Advanced Materials*, vol. 28, pp. 3726–3731, 2016.
- [13] T. Lu *et al.*, “Mechanics of dielectric elastomer structures: A review,” *Extreme Mechanics Letters*, vol. 38, p. 100752, 2020.
- [14] T. Mei *et al.*, “Optimal Design and Experiments of a Wearable Silicone Strain Sensor,” *Springer International Publishing*, pp. 130–137, 2017.
- [15] D. Yang *et al.*, “Improved electromechanical properties of silicone dielectric elastomer com-

- posites by tuning molecular flexibility,” *Composites Science and Technology*, vol. 155, pp. 160–168, 2018.
- [16] N. Ni and L. Zhan, *Dielectric Elastomer Sensors*. IntechOpen, 2017, ch. 11 - Dielectric Elastomer Sensors.
- [17] M. Bozlar *et al.*, “Dielectric elastomer actuators with elastomeric electrodes,” *Applied Physics Letters*, vol. 101, p. 091907, 2012.
- [18] R. Tutika *et al.*, “Liquid Metal-Elastomer Soft Composites with Independently Controllable and Highly Tunable Droplet Size and Volume Loading,” *ACS Applied Materials & Interfaces*, vol. 11, pp. 17 873–17 883, 2019.
- [19] A. Koh *et al.*, “Deformable liquid metal polymer composites with tunable electronic and mechanical properties,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 33, no. 17, pp. 2443–2453, 2018.
- [20] S. De and J. White, Eds., *Rubber Technologist’s Handbook*, 1st ed. Shawbury, Shrewsbury, Shropshire, United Kingdom: Smithers Rapra Press, 2001, vol. 1, pp. 287.
- [21] R. Kornbluh *et al.*, “Silicon to Silicone: Stretching the Capabilities of Micromachines with Electroactive Polymers,” *Institute of Electrical Engineers of Japan*, vol. 124, no. 8, pp. 266–271, 2004.
- [22] R. Pelrine *et al.*, “Dielectric elastomers: generator mode fundamentals and applications,” *Smart Structures and Materials*, vol. 4329, pp. 148–156, 2001.
- [23] E. Hearn, *Mechanics of Materials 1: An Introduction to the Mechanics of Elastic and Plastic Deformation of Solids and Structural Materials*, 3rd ed. Oxford, United Kingdom: Butterworth-Heinemann, 1997, ch. 1, pp. 1–5.
- [24] D. Yang *et al.*, “A high-performance dielectric elastomer consisting of bio-based polyester elastomer and titanium dioxide powder,” *Journal of Applied Physics*, vol. 114, p. 154104, 2013.
- [25] J. Vaicekauskaite *et al.*, “Mapping the mechanical and electrical properties of commercial silicone elastomer formulations for stretchable transducers,” *J. Mater. Chem. C*, vol. 8, pp. 1273–1279, 2020.
- [26] *Technical Data Sheet - SYLGARD™ 184 Silicone Elastomer*, Dow Corning, 2211 H. H. Dow Way Midland MI, 48674 United States, 2017, 11-1253-01 C [Revised Mar 2022].
- [27] *VHB™ Tapes*, 3M, Building 225-3S-06 St. Paul, MN 55144-1000, 2011, 70-0709-3863-7 [Revised Jan 2022].
- [28] A. L. Fassler, “Application of Liquid-Metal GaIn Alloys to Soft-matter Capacitance and Related Stretchable Electronics,” Ph.D. dissertation, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, Pennsylvania, United States, 2016.
- [29] Y. Huang and L. S. Schadler, “Understanding the strain-dependent dielectric behavior of carbon black reinforced natural rubber e An interfacial or bulk phenomenon?” *Composites Science and Technology*, vol. 142, pp. 91–97, 2017.
- [30] S.-Y. Fu *et al.*, “Effects of particle size, particle/matrix interface adhesion and particle loading on mechanical properties of particulate–polymer composites,” *Composites Part B: Engineering*, vol. 39, pp. 933–961, 2008.

- [31] J. Cho *et al.*, “Effect of inclusion size on mechanical properties of polymeric composites with micro and nano particles,” *Composites Science and Technology*, vol. 66, pp. 1941–1952, 2006.
- [32] G. Tian *et al.*, “Dielectric micro-capacitance for enhancing piezoelectricity via aligning MXene sheets in composites,” *Cell Reports Physical Science*, vol. 3, p. 100814, 2022.
- [33] H. Stoyanov *et al.*, “Dielectric properties and electric breakdown strength of a subpercolative composite of carbon black in thermoplastic copolymer,” *Applied Physics Letters*, vol. 94, no. 23, p. 232905, 2009.
- [34] T. C. Choy, *Effective Medium Theory: Principles and Applications*, 2nd ed. Oxford, United Kingdom: Clarendon Press, 1999, ch. 1, pp. 9–15.
- [35] C.-W. Nan *et al.*, “Effective thermal conductivity of particulate composites with interfacial thermal resistance,” *Journal of Applied Physics*, vol. 81, no. 10, pp. 6692–6699, 1997.
- [36] C. Pan *et al.*, “A Liquid-Metal–Elastomer Nanocomposite for Stretchable Dielectric Materials,” *Advanced Materials*, vol. 31, p. 1900663, 2019.
- [37] H. Zhao *et al.*, “Increased electroaction through a molecular flexibility tuning process in TiO₂–polydimethylsilicone nanocomposites,” *Journal of Materials Chemistry A*, vol. 9, pp. 3140–3145, 2013.
- [38] E. Saleh, *3D and 4D Printing of Polymer Nanocomposite Materials*. Elsevier, 2020, ch. 16 - 3D and 4D printed polymer composites for electronic applications, pp. 517–518.
- [39] Z. Ma *et al.*, “Recent progress in flexible capacitive sensors: Structures and properties,” *Nano Materials Science*, 2022.
- [40] *EcoflexTM Series*, Smooth On, 5600 Lower Macungie Road Macungie, PA 18062, 020821-JR [Revised Jan 2022].
- [41] *Technical Data Sheet - SYLGARDTM 184 Silicone Elastomer*, Dow Corning, 2211 H. H. Dow Way Midland MI, 48674 United States, 2017, 11-3184-01 C [Revised Mar 2022].
- [42] K. Larson, “Elastomer modulus and dielectric strength scaling with sample thickness,” *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, vol. 9430, 2015.
- [43] T. Koeckritz *et al.*, “Full Polymer Dielectric Elastomeric Actuators (DEA) Functionalised with Carbon Nanotubes and High-K Ceramics,” *Micromachines*, vol. 7, no. 172, 2016.
- [44] L. Wang and Z. Dang, “Carbon nanotube composites with high dielectric constant at low percolation threshold,” *Applied Physics Letters*, vol. 87, p. 042903, 2005.
- [45] E. J. Garboczi, “Linear dielectric-breakdown electrostatics,” *Phys. Rev. B*, vol. 38, pp. 9005–9010, 1988.
- [46] D. Sahu *et al.*, “In-plane actuation performance of graphene oxide filled VHB 4910 dielectric elastomer,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 1 pages = 51539, number = 5,94, 2022.
- [47] C. Xu *et al.*, “A novel dielectric elastomer actuator based on compliant polyvinyl alcohol hydrogel electrodes,” *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, vol. 26, pp. 9213–9218, 2015.
- [48] S. Krpovic *et al.*, “Importance of Mullins effect in commercial silicone elastomer formulations for soft robotics,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 138, no. 19, p. 50380, 2021.
- [49] J. D. Eshelby, “The Determination of the Elastic Field of an Ellipsoidal Inclusion, and Related

Problems,” *Royal Society*, vol. 241, no. 1226, pp. 376–396, 1957.

- [50] R. W. Style *et al.*, “Stiffening solids with liquid inclusions,” *Nature Physics*, vol. 11, pp. 82–87, 2014.
- [51] H. Liu *et al.*, “A new kind of electro-active polymer composite composed of silicone elastomer and polyethylene glycol,” *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 45, no. 48, p. 485303, 2012.
- [52] S. Risse *et al.*, “Synergistic Improvement of Actuation Properties with Compatibilized High Permittivity Filler,” *Advanced Functional Materials*, vol. 22, no. 18, pp. 3958–3962, 2012.
- [53] S. Akbari *et al.*, “Improved electromechanical behavior in castable dielectric elastomer actuators,” *Applied Physics Letters*, vol. 102, p. 071906, 2013.
- [54] F. Carpi *et al.*, “Standards for dielectric elastomer transducers,” *Smart Materials and Structures*, vol. 24, no. 10, p. 105025, 2015.
- [55] J. S. Meena *et al.*, “Highly stretchable and robust textile-based capacitive mechanical sensor for human motion detection,” *Applied Surface Science*, vol. 613, p. 155961, 2023.
- [56] S. Yao and Y. Zhu, “Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires,” *Nanoscale*, vol. 6, p. 2345–2352, 2014.
- [57] R. Ma *et al.*, “Extraordinarily High Conductivity of Stretchable Fibers of Polyurethane and Silver Nanoflowers,” *ACS nano*, vol. 9, 2015.
- [58] R. K. Sahu and K. Patra, “Rate-dependent mechanical behavior of VHB 4910 elastomer,” *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, vol. 23, no. 2, pp. 170–179, 2016.
- [59] T. A. Yemata *et al.*, *Conducting polymer-based thermoelectric composites: Principles, processing, and applications*. Woodhead Publishing, 2017, ch. 6, p. 186.
- [60] D. Pantea *et al.*, “Electrical conductivity of conductive carbon blacks: Influence of surface chemistry and topology,” *Applied Surface Science*, vol. 217, pp. 181–193, 2003.
- [61] Y. Wang and G. J. Weng, *Electrical Conductivity of Carbon Nanotube- and Graphene-Based Nanocomposites*. Springer International Publishing, 2018, ch. 4, p. 124.
- [62] M. D. Walton *et al.*, “Deposition and patterning of conductive carbon black thin films,” *Synthetic Metals*, vol. 157, no. 16, pp. 632–639, 2007.
- [63] Z. Peng *et al.*, “Stable and High-Strain Dielectric Elastomer Actuators Based on a Carbon Nanotube-Polymer Bilayer Electrode,” *Advanced Functional Materials*, vol. 31, no. 9, p. 2008321, 2020.
- [64] T. Horii *et al.*, “Ultra-Thin and Conformable Electrodes Composed of Single-Walled Carbon Nanotube Networks for Skin-Contact Dielectric Elastomer Actuators,” *Advanced Electronic Materials*, p. 2200165, 2022.
- [65] S. Lim *et al.*, “Measurements of the Electrical Conductivity of Monolayer Graphene Flakes Using Conductive Atomic Force Microscopy,” *Nanomaterials*, vol. 11, no. 10, 2021.
- [66] J. Liang *et al.*, “Silver Nanowire Percolation Network Soldered with Graphene Oxide at Room Temperature and Its Application for Fully Stretchable Polymer Light-Emitting Diodes,” *ACS Nano*, vol. 8, no. 2, pp. 1590–1600, 2014.
- [67] F. Carpi *et al.*, “Electromechanical characterisation of dielectric elastomer planar actuators:

- comparative evaluation of different electrode materials and different counterloads,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 107, pp. 85–95, 2003.
- [68] K. Jung *et al.*, “Artificial annelid robot driven by soft actuators,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 2, pp. S42–9, 2007.
- [69] S. Shian *et al.*, “Use of aligned fibers to enhance the performance of dielectric elastomer inchworm robots,” *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, vol. 9430, p. 94301P, 2015.
- [70] J. Cao *et al.*, “Untethered soft robot capable of stable locomotion using soft electrostatic actuators,” *Extreme Mechanics Letters*, vol. 21, pp. 9–16, 2018.
- [71] M. Duduta *et al.*, “Realizing the potential of dielectric elastomer artificial muscles,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 116, no. 7, pp. 2476–2481, 2019.
- [72] *8481 Premium Carbon Conductive Grease*, MG Chemicals, Burlington, Ontario, Canada, 2015.
- [73] Y. Wang *et al.*, “A soft sandwich structure enables voltage-induced actuation of liquid metal embedded elastomers,” *AIP Advances*, vol. 10, no. 1, p. 015016, 2020.
- [74] X. Wang *et al.*, “Liquid Metal Based Soft Robotics: Materials, Designs, and Applications,” *Advanced Materials Technologies*, vol. 4, no. 2, p. 1800549, 2018.
- [75] P.-J. Cao *et al.*, “A Stretchable Capacitive Strain Sensor Having Adjustable Elastic Modulus Capability for Wide-Range Force Detection,” *Advanced Engineering Materials*, vol. 22, p. 1901239, 2019.
- [76] L. R. Finkenauer and C. Majidi, “Compliant liquid metal electrodes for dielectric elastomer actuators,” *Proceedings of SPIE*, vol. 9056, p. 90563I, 2014.
- [77] L. Romasanta *et al.*, “Increasing the performance of dielectric elastomer actuators: A review from the materials perspective,” *Progress in Polymer Science*, vol. 51, pp. 188–211, 2015.
- [78] G. Ma *et al.*, “Characterization and Optimization of Elastomeric Electrodes for Dielectric Elastomer Artificial Muscles,” *Materials*, vol. 13, no. 23, 2020.
- [79] M. Ma and X. Wang, “Preparation, microstructure and properties of epoxy-based composites containing carbon nanotubes and PMN-PZT piezoceramics as rigid piezo-damping materials,” *Materials Chemistry and Physics*, vol. 116, no. 1, pp. 191–197, 2009.
- [80] A. Nicolau-Kuklińska *et al.*, “A new electroactive polymer based on carbon nanotubes and carbon grease as compliant electrodes for electroactive actuators,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, 2017.
- [81] A. Chhetry *et al.*, “Enhanced Sensitivity of Capacitive Pressure and Strain Sensor Based on $\text{CaCu}_3\text{Ti}_4\text{O}_{12}$ Wrapped Hybrid Sponge for Wearable Applications,” *Advanced Functional Materials*, vol. 30, p. 1910020, 2020.
- [82] R. S. Underhill and B. W. Michalchuk, “Carbon Nanotube Elastomer Composites for use in Dielectric Polymer Actuators,” *Proceedings. 2005 International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems*, pp. 369–370, 2005.
- [83] M. G. Saborio *et al.*, “Liquid Metal Droplet and Graphene Co-Fillers for Electrically Conductive Flexible Composites,” *Small*, vol. 16, no. 12, p. 1903753, 2020.

- [84] R. Tutika *et al.*, “Self-healing liquid metal composite for reconfigurable and recyclable soft electronics,” *Communications Materials*, vol. 2, 2021.
- [85] A. Nicolau-Kuklińska *et al.*, “A new electroactive polymer based on carbon nanotubes and carbon grease as compliant electrodes for electroactive actuators,” *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 29, no. 7, pp. 1520–1530, 2018.
- [86] F. Lux, “Models proposed to explain the electrical conductivity of mixtures made of conductive and insulating materials,” *Journal of Materials Science*, vol. 28, no. 1, pp. 285–301, 1993.
- [87] B. Alshammari *et al.*, “Addition of Graphite Filler to Enhance Electrical, Morphological, Thermal, and Mechanical Properties in Poly (Ethylene Terephthalate): Experimental Characterization and Material Modeling,” *Polymers*, vol. 11, p. 1411, 2019.
- [88] A. Ukshe *et al.*, “Percolation model for conductivity of composites with segregation of small conductive particles on the grain boundaries,” *Journal of Materials Science*, vol. 55, 2020.
- [89] A. A. Snarskii, “Effective conductivity of strongly inhomogeneous media near the percolation threshold,” *Journal of Experimental and Theoretical Physics*, vol. 64, no. 4, pp. 828–831, 1986.
- [90] Z. Suo, “Theory of dielectric elastomers,” *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 23, no. 6, pp. 549–578, 2010.
- [91] X. Zhao and Z. Suo, “Theory of Dielectric Elastomers Capable of Giant Deformation of Actuation,” *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 23, no. 6, pp. 549–578, 2010.
- [92] B. Chen *et al.*, “Electrical breakdown of dielectric elastomers: influence of compression, electrode’s curvature and environmental humidity,” *Proceedings of SPIE*, vol. 9798, p. 97980Q, 2016.
- [93] R. V. Mateiu *et al.*, “Electrical breakdown phenomena of dielectric elastomers,” *Proceedings of SPIE*, vol. 10163, p. 1016328, 2017.
- [94] M. Ghilardi *et al.*, “Electrical breakdown detection system for dielectric elastomer actuators,” *Proceedings of SPIE*, vol. 10163, p. 101632B, 2017.
- [95] B. Li *et al.*, “Effect of mechanical pre-stretch on the stabilization of dielectric elastomer actuation,” *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 44, p. 155301, 2011.
- [96] H. He *et al.*, “A comparative study of 85 hyperelastic constitutive models for both unfilled rubber and highly filled rubber nanocomposite material,” *Nano Materials Science*, 2021.
- [97] P. Wriggers, *Nonlinear Finite Element Methods*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008, ch. 3, p. 41.
- [98] J.-S. Plante and S. Dubowsky, “Large-scale failure modes of dielectric elastomer actuators,” *International Journal of Solids and Structures*, vol. 43, no. 25, pp. 7727–7751, 2006.
- [99] G. Berselli *et al.*, *Hyperelastic Modeling of Rubber-Like Photopolymers for Additive Manufacturing Processes*. Rijeka, Croatia: IntechOpen, 2011, ch. 6.
- [100] A. Kumar *et al.*, “Dependence of Actuation Strain of Dielectric Elastomer on Equi-biaxial, Pure Shear and Uniaxial Modes of Pre-stretching,” *IOP Publishing*, vol. 310, p. 012104, 2018.
- [101] T. Lu *et al.*, “Dielectric elastomer actuators under equal-biaxial forces, uniaxial forces, and uniaxial constraint of stiff fibers,” *Soft Matter*, vol. 8, p. 6167–6173, 2012.

- [102] H. Godaba *et al.*, “Dynamic pattern of wrinkles in a dielectric elastomer,” *Soft Matter*, vol. 13, no. 16, pp. 2942–2951, 2017.
- [103] S. J. A. Koh *et al.*, “Mechanisms of Large Actuation Strain in Dielectric Elastomers,” *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, vol. 49, pp. 504–515, 2011.
- [104] Y. F. Goh *et al.*, “Electrically-Induced Actuation of Acrylic-Based Dielectric Elastomers in Excess of 500% Strain,” *Soft Robotics*, vol. 5, no. 6, pp. 675–684, 2018.
- [105] A. Poulin *et al.*, “An ultra-fast mechanically active cell culture substrate,” *Scientific Reports*, vol. 8, 2018.
- [106] Z. Xu *et al.*, “High actuated performance MWCNT/Ecoflex dielectric elastomer actuators based on layer-by-layer structure,” *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 125, p. 105527, 2019.
- [107] K. B. Subramani *et al.*, “Influence of fiber characteristics on directed electroactuation of anisotropic dielectric electroactive polymers with tunability,” *Composites Science and Technology*, vol. 154, pp. 187–193, 2018.
- [108] W. Sun *et al.*, “Soft electroactive actuators and hard ratchet-wheels enable unidirectional locomotion of hybrid machine,” *AIP Advances*, vol. 7, no. 1, p. 015308, 2017.
- [109] L. Qin *et al.*, “Soft Freestanding Planar Artificial Muscle Based on Dielectric Elastomer Actuator,” *Journal of Applied Mechanics*, vol. 85, no. 5, 2018.
- [110] F. Carpi *et al.*, “Folded dielectric elastomer actuators,” *Smart Materials and Structures*, vol. 16, no. 2, pp. S300–S305, 2007.
- [111] G. Kovacs *et al.*, “Stacked dielectric elastomer actuator for tensile force transmission,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 155, no. 2, pp. 299–307, 2009.
- [112] C. T. Nguyen *et al.*, “A small biomimetic quadruped robot driven by multistacked dielectric elastomer actuators,” *Smart Materials and Structures*, vol. 23, no. 6, p. 065005, 2014.
- [113] H. Haus *et al.*, “Modelling and characterization of dielectric elastomer stack actuators,” *Smart Materials and Structures*, vol. 22, no. 10, p. 104009, 2013.
- [114] H. S. Jung *et al.*, “Design and Fabrication of Twisted Monolithic Dielectric Elastomer Actuator,” *International Journal of Control, Automation and Systems*, vol. 15, no. 1, pp. 25–35, 2017.
- [115] F. A. Mohd Ghazali *et al.*, “Soft dielectric elastomer actuator micropump,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 263, pp. 276–284, 2017.
- [116] O. A. Araromi *et al.*, “Rollable Multisegment Dielectric Elastomer Minimum Energy Structures for a Deployable Microsatellite Gripper,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, no. 1, pp. 438–446, 2015.
- [117] M. Franke *et al.*, “Dielectric Elastomer Actuator Driven Soft Robotic Structures With Bio-inspired Skeletal and Muscular Reinforcement,” *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 7, 2020.
- [118] S. Shian *et al.*, “Dielectric Elastomer Based “Grippers” for Soft Robotics,” *Advanced materials*, vol. 27, pp. 6814–6819, 2015.
- [119] A. Baranwal and P. K. Agnihotri, “Augmenting bending stroke of soft dielectric unimorph actuator using carbon nanotubes,” *IOP Publishing*, vol. 29, no. 10, p. 105013, 2020.

- [120] J. Shintake *et al.*, “Variable stiffness actuator for soft robotics using dielectric elastomer and low-melting-point alloy,” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 1097–1102, 2015.
- [121] M. Duduta *et al.*, “Multilayer Dielectric Elastomers for Fast, Programmable Actuation without Prestretch,” *Advanced Materials*, vol. 28, no. 36, pp. 8058–8063, 2016.
- [122] C. Lee *et al.*, “Soft robot review,” *International Journal of Control, Automation and Systems*, vol. 15, pp. 3–15, 2017.
- [123] T. Lu *et al.*, “Bioinspired bicipital muscle with fiber-constrained dielectric elastomer actuator,” *Extreme Mechanics Letters*, vol. 6, pp. 75–81, 2016.
- [124] Y. Wang and J. Zhu, “Artificial muscles for jaw movements,” *Extreme Mechanics Letters*, vol. 6, pp. 88–95, 2016.
- [125] F. Carpi and D. De Rossi, “Bioinspired actuation of the eyeballs of an android robotic face: concept and preliminary investigations,” *Bioinspiration; biomimetics*, vol. 2, no. 2, p. S50–63, 2007.
- [126] G. Kofod *et al.*, “Energy minimization for self-organized structure formation and actuation,” *Applied Physics Letters*, vol. 90, no. 8, p. 081916, 2007.
- [127] K.-R. Heng *et al.*, “Strong dielectric-elastomer grippers with tension arch flexures,” *Proceedings of SPIE*, vol. 10163, p. 101631Z, 2017.
- [128] C. T. Nguyen *et al.*, “A novel bioinspired hexapod robot developed by soft dielectric elastomer actuators,” *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 6233–6238, 2017.
- [129] Y. Chen *et al.*, “Controlled flight of a microrobot powered by soft artificial muscles,” *Nature*, vol. 575, pp. 324–329, 2019.
- [130] J. Shintake *et al.*, “Biomimetic underwater robots based on dielectric elastomer actuators,” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 4957–4962, 2016.
- [131] Z. Zhang *et al.*, “Printed flexible capacitive humidity sensors for field application,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 359, p. 131620, 2022.
- [132] Y. Wei *et al.*, “Dispenser printed capacitive proximity sensor on fabric for applications in the creative industries,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 247, pp. 239–246, 2016.
- [133] H. Otaka, *Soft Actuators: Materials, Modeling, Applications, and Future Perspectives*. Springer Singapore, 2019, ch. Dielectric Elastomer Sensors: Development of a Stretchable Strain Sensor System, pp. 661–675.
- [134] D. Cohen *et al.*, “A Highly Elastic, Capacitive Strain Gauge Based on Percolating Nanotube Networks,” *Nano letters*, vol. 12, pp. 1821–5, 2012.
- [135] A. Frutiger *et al.*, “Capacitive Soft Strain Sensors via Multicore–Shell Fiber Printing,” *Advanced Materials*, vol. 27, p. 2440–2446, 2015.
- [136] N. K. Singh *et al.*, “Fabrication, characterization and modelling of the fabric electrode-based highly stretchable capacitive strain sensor,” *Materials Today Communications*, vol. 32, p. 104095, 2022.

- [137] L. Ling *et al.*, “Self-Healable and Mechanically Reinforced Multidimensional-Carbon/Polyurethane Dielectric Nanocomposite Incorporates Various Functionalities for Capacitive Strain Sensor Applications,” *Macromolecular Chemistry and Physics*, vol. 219, p. 1800369, 2018.
- [138] Y. Lu *et al.*, “Recent developments in bio-monitoring via advanced polymer nanocomposite-based wearable strain sensors,” *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 123, pp. 167–177, 2019.
- [139] Y. Xiong *et al.*, “A flexible, ultra-highly sensitive and stable capacitive pressure sensor with convex microarrays for motion and health monitoring,” *Nano Energy*, vol. 70, p. 104436, 2020.
- [140] C.-R. Yang *et al.*, “Highly sensitive and wearable capacitive pressure sensors based on PVDF/BaTiO₃ composite fibers on PDMS microcylindrical structures,” *Measurement*, vol. 202, p. 111817, 2022.
- [141] Y. Pang *et al.*, “Epidermis Microstructure Inspired Graphene Pressure Sensor with Random Distributed Spinosum for High Sensitivity and Large Linearity,” *ACS Nano*, vol. 12, no. 13, pp. 2346–2354, 2018.
- [142] S. Mannsfeld *et al.*, “Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers,” *Nature materials*, vol. 9, pp. 859–864, 2010.
- [143] X. Zeng *et al.*, “Tunable, Ultrasensitive, and Flexible Pressure Sensors Based on Wrinkled Microstructures for Electronic Skins,” *ACS Applied Materials Interfaces*, vol. 11, pp. 21 218–21 226, 2019.
- [144] J. Yang *et al.*, “Flexible, Tunable and Ultrasensitive Capacitive Pressure Sensor with Micro-Conformal Graphene Electrodes,” *ACS Applied Materials Interfaces*, vol. 11, p. 1499715006, 2019.
- [145] R. Qin *et al.*, “A new strategy for the fabrication of a flexible and highly sensitive capacitive pressure sensor,” *Microsystems Nanoengineering*, vol. 7, no. 100, pp. 1–12, 2021.
- [146] S.-R. Kim *et al.*, “Wearable and Transparent Capacitive Strain Sensor with High Sensitivity Based on Patterned Ag Nanowire Networks,” *ACS Applied Materials & Interfaces*, vol. 9, no. 31, pp. 26 407–26 416, 2017.
- [147] M. Corbaci *et al.*, “Implementation of Soft-Lithography Techniques for Fabrication of Bio-Inspired Multi-Layer Dielectric Elastomer Actuators with Interdigitated Mechanically Compliant Electrodes,” *Actuators*, vol. 7, no. 4, 2018.
- [148] D. Zhang *et al.*, “Liquid Metal Interdigitated Capacitive Strain Sensor with Normal Stress Insensitivity,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 4, no. 4, p. 2100201, 2022.
- [149] S. R. A. Ruth *et al.*, “Flexible Fringe Effect Capacitive Sensors with Simultaneous High-Performance Contact and Non-Contact Sensing Capabilities,” *Small Structures*, vol. 2, no. 2, p. 2000079, 2021.
- [150] C.-F. Hu *et al.*, “Development of 3D carbon nanotube interdigitated finger electrodes on polymer substrate for flexible capacitive sensor application,” *IOP Publishing*, vol. 24, no. 44, p. 444006, 2013.
- [151] B. Huang *et al.*, “Wearable Stretch Sensors for Motion Measurement of the Wrist Joint Based on Dielectric Elastomers,” *Sensors*, vol. 17, no. 12, p. 2708, 2017.

- [152] C. Lucarotti *et al.*, “Revealing bending and force in a soft body through a plant root inspired approach,” *Nature*, vol. 5, 2015.
- [153] U. Altenberend *et al.*, “Towards fully printed capacitive gas sensors on flexible PET substrates based on Ag interdigitated transducers with increased stability,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 187, pp. 280–287, 2013.
- [154] S. Rosset and H. Shea, “Towards fast, reliable, and manufacturable DEAs: miniaturized motor and Rupert the rolling robot,” *SPIE*, vol. 9430, pp. 44–54, 2015.
- [155] R. P. Verma *et al.*, “Ultra-Sensitive and Highly Stretchable Strain Sensors for Monitoring of Human Physiology,” *Macromolecular Materials and Engineering*, vol. 307, no. 3, p. 2100666, 2022.
- [156] *Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers-Tension*, ASTM International, 100 Barr Harbour Drive, PO Box C700, West Conshohocken, Pennsylvania 19428-2959, United States, 2002.
- [157] N. Bahiyah Baba *et al.*, “Study on Mechanical and Physical Behaviour of Hybrid GFRP,” *Advances in Materials Science and Engineering*, pp. 1–7, 2015.
- [158] *Standard Test Method for Peel Adhesion of Pressure-Sensitive Tapes*, ASTM International, 100 Barr Harbour Drive, PO Box C700, West Conshohocken, Pennsylvania 19428-2959, United States, 2003.
- [159] M. Iwamoto, *Encyclopedia of Nanotechnology, Maxwell-Wagner Effect*. Dordrecht: Springer Netherlands, 2015, pp. 1–13.
- [160] E. Garnell, “Dielectric elastomer loudspeakers: models, experiments and optimization,” Ph.D. dissertation, Institut Polytechnique de Paris, 828 boulevard des Maréchaux, 91120 Palaiseau, France, 2020.
- [161] R. Mozes *et al.*, “Ionic Liquids as Grease Base Liquids,” *Lubricants*, vol. 5, p. 31, 2017.
- [162] P. Chen *et al.*, “Modeling percentages of cohesive and adhesive debonding in bitumen-aggregate interfaces using molecular dynamics approaches,” *Applied Surface Science*, vol. 571, p. 151318, 2022.
- [163] X. Yao *et al.*, “Interfacial adhesive behaviors between SBS modified bitumen and aggregate using molecular dynamics simulation,” *Surfaces and Interfaces*, vol. 33, p. 102245, 2022.
- [164] D. Xiao, *Gas Discharge and Gas Insulation*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, ch. Dielectric Strength of Atmosphere Air, pp. 149–194.
- [165] S. Rosset *et al.*, “Fabrication Process of Silicone-based Dielectric Elastomer Actuators,” *Journal of Visualized Experiments*, vol. 108, p. e53423, 2016.
- [166] L. Li *et al.*, “Bioinspired Soft Actuators for Eyeball Motions in Humanoid Robots,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, pp. 100–108, 2019.
- [167] G. Mao *et al.*, “Controlling wrinkles on the surface of a dielectric elastomer balloon,” *Extreme Mechanics Letters*, vol. 9, pp. 139–146, 2016.
- [168] F. Li *et al.*, “Near-infrared light-responsive dynamic wrinkle patterns,” *Science Advances*, vol. 4, no. 4, p. eaar5762, 2018.
- [169] Q. Wang and X. Zhao, “Beyond wrinkles: Multimodal surface instabilities for multifunctional

- patterning,” *MRS Bulletin*, vol. 41, pp. 115–122, 2016.
- [170] R. S. Behnke, *Kinetic Anatomy*, 3rd ed. 1607 N. Market Street Champaign, IL 61820: Human Kinetics, 2012.
- [171] K. K. C. Marc A. Meyers, *Mechanical Behavior of Materials, 2nd Edition*. The Edinburgh Building, Cambridge CB2 8RU, UK: Cambridge University Press, 2008, ch. 2 - Elasticity and Viscoelasticity, pp. 71–155.
- [172] Z. Shen *et al.*, “A soft stretchable bending sensor and data glove applications,” *IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR)*, pp. 88–93, 2016.
- [173] H. Palza *et al.*, “Elastomeric ethylene copolymers with carbon nanostructures having tailored strain sensor behavior and their interpretation based on the excluded volume theory,” *Polymer International*, vol. 65, 2016.
- [174] M. Park *et al.*, “Highly stretchable electric circuits from a composite material of silver nanoparticles and elastomeric fibres,” *Nature nanotechnology*, vol. 7, pp. 803–809, 2012.
- [175] S. Seyedin *et al.*, “Strain-Responsive Polyurethane/PEDOT:PSS Elastomeric Composite Fibers with High Electrical Conductivity,” *Advanced Functional Materials*, vol. 24, p. 2957–2966, 2014.
- [176] D. Kang *et al.*, “Ultrasensitive Mechanical Crack-Based Sensor Inspired by the Spider Sensory System,” *Nature*, vol. 516, pp. 222–226, 2014.
- [177] S. Gong *et al.*, “Highly Stretchy Black Gold E-Skin Nanopatches as Highly Sensitive Wearable Biomedical Sensors,” *Advanced Electronic Materials*, vol. 1, p. 1400063, 2015.

7 | Anexos

A | Diseño piezas

En las Figuras A.1-A.10 se presentan los diseños y planos de las piezas empleadas para los distintos ensayos de pre-estiramiento y actuación.

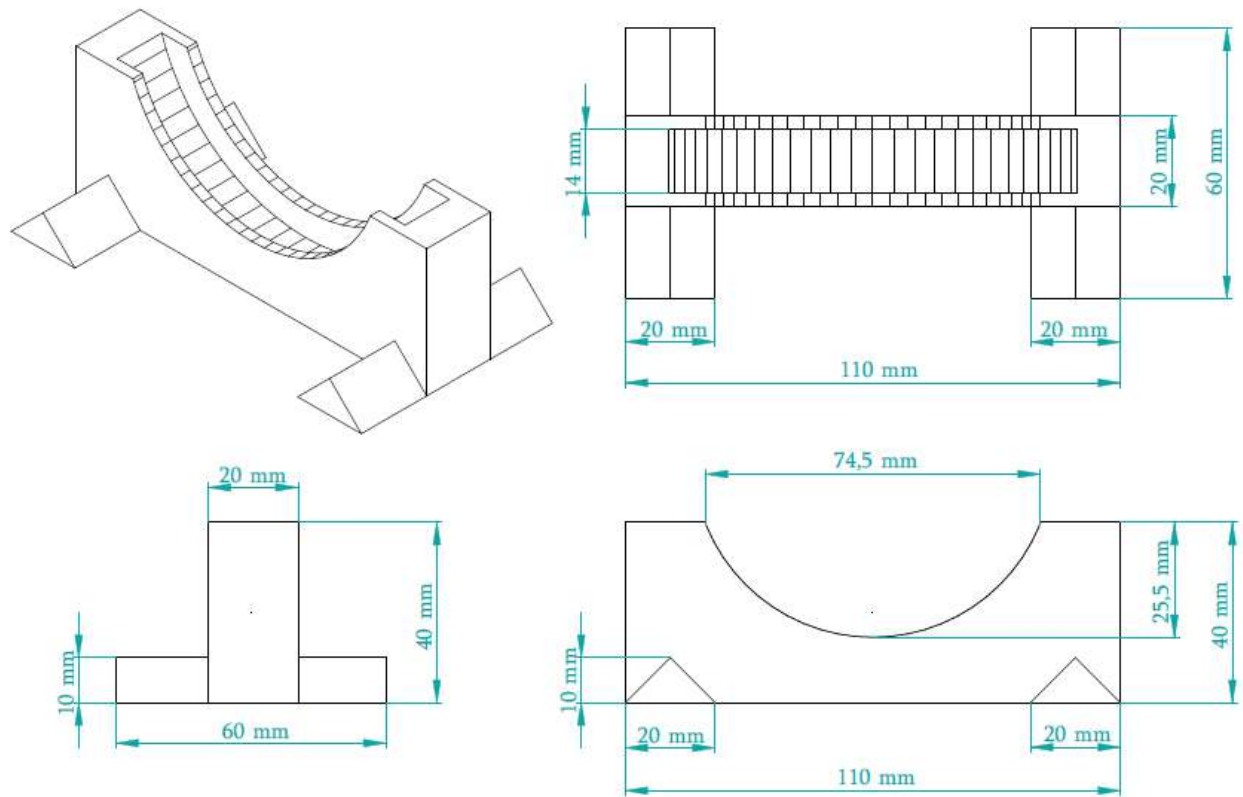


Figura A.1: Diseño de la base para los soportes circulares. Elaboración propia.

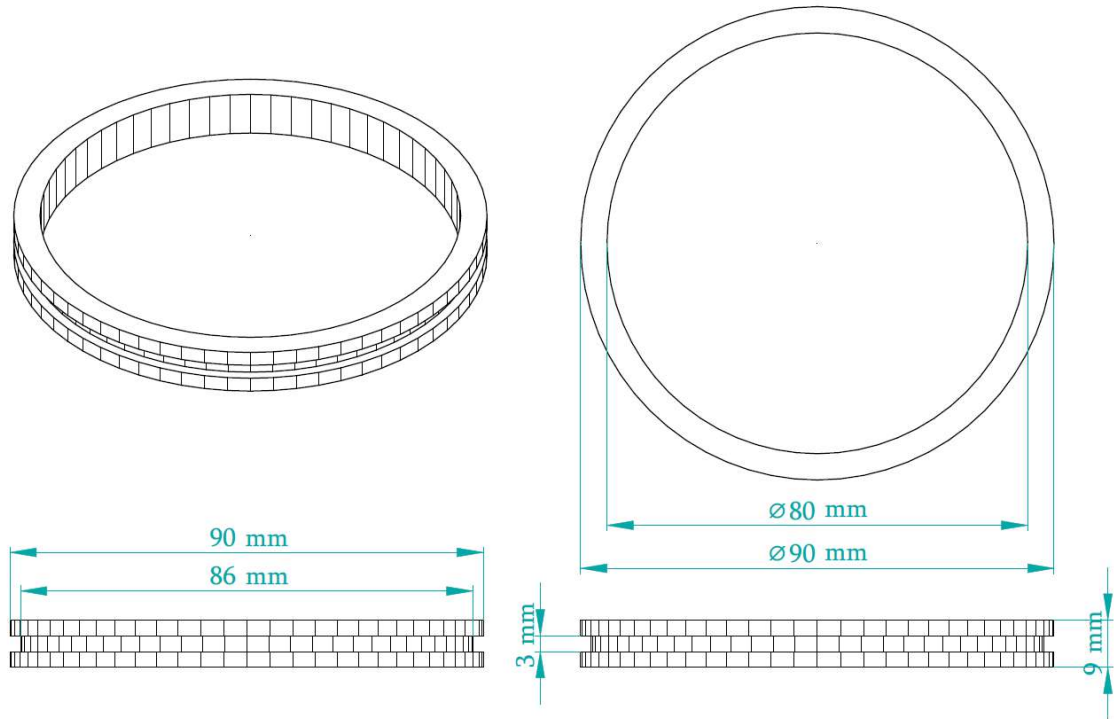


Figura A.2: Diseño del soporte circular primario. Elaboración propia.

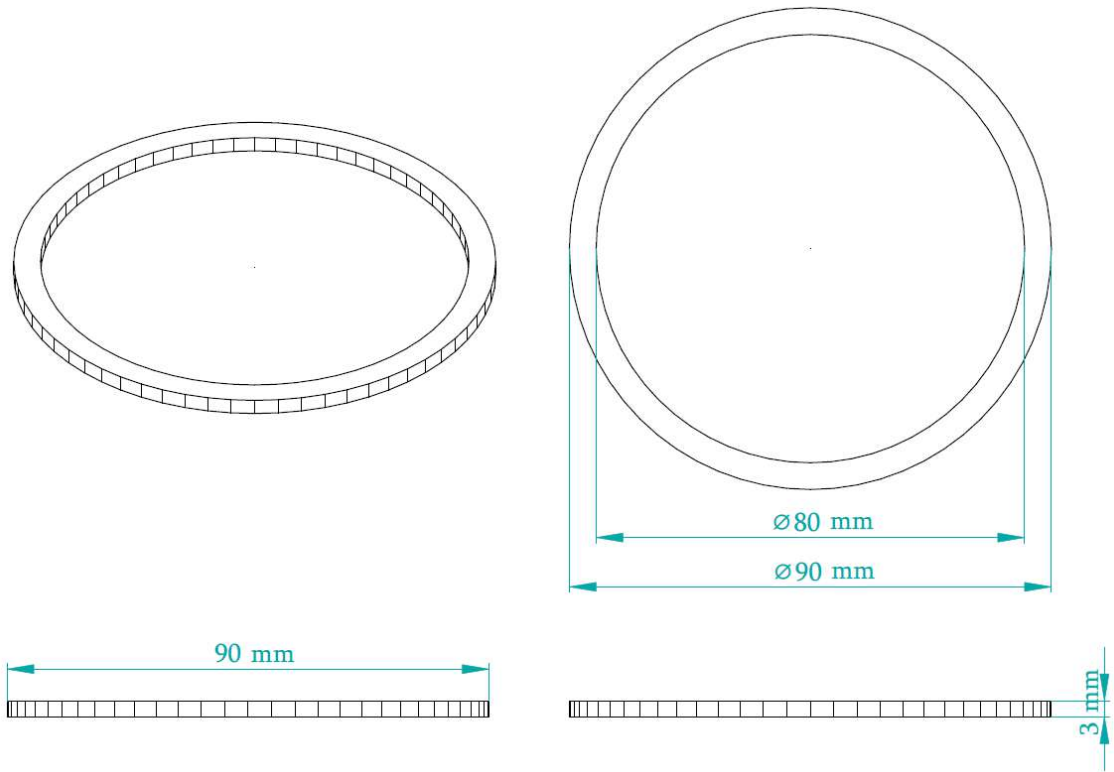


Figura A.3: Diseño del soporte circular secundario. Elaboración propia.

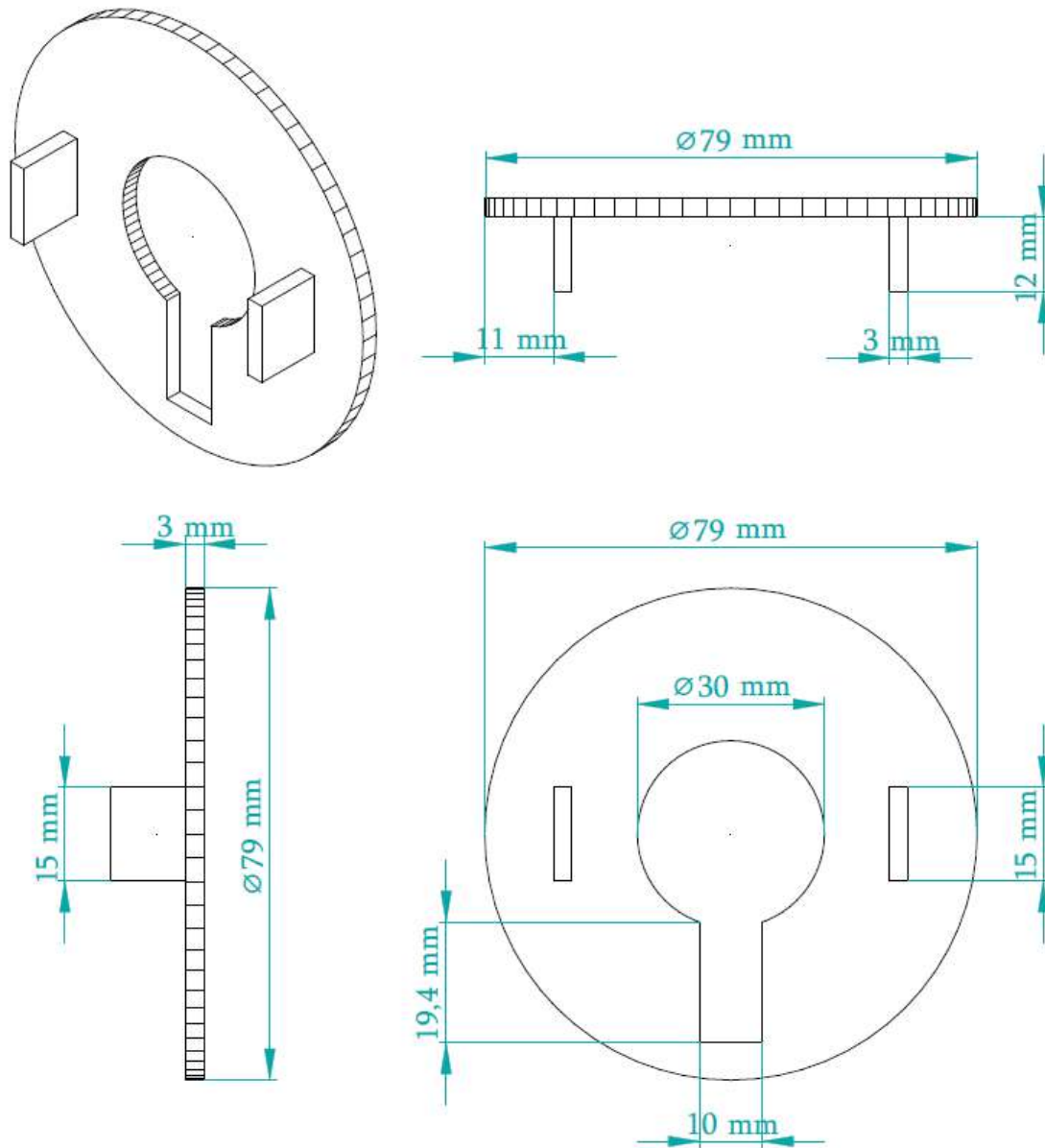


Figura A.4: Diseño de la máscara circular. Elaboración propia.

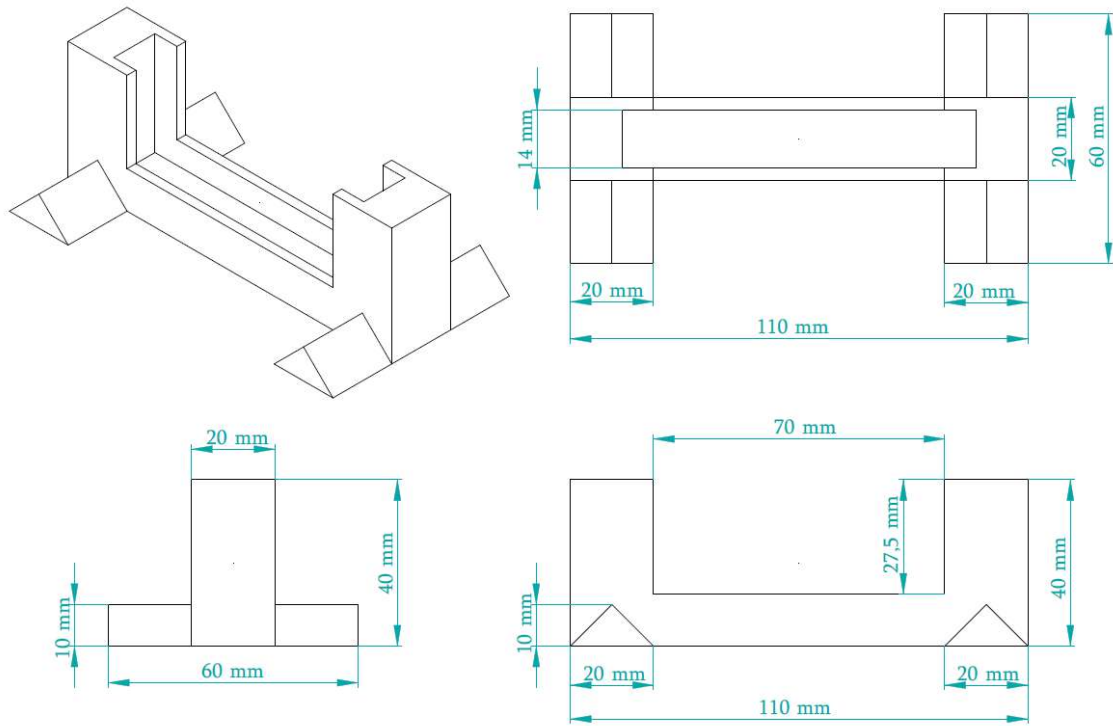


Figura A.5: Diseño de la base para los soportes cuadrados. Elaboración propia.

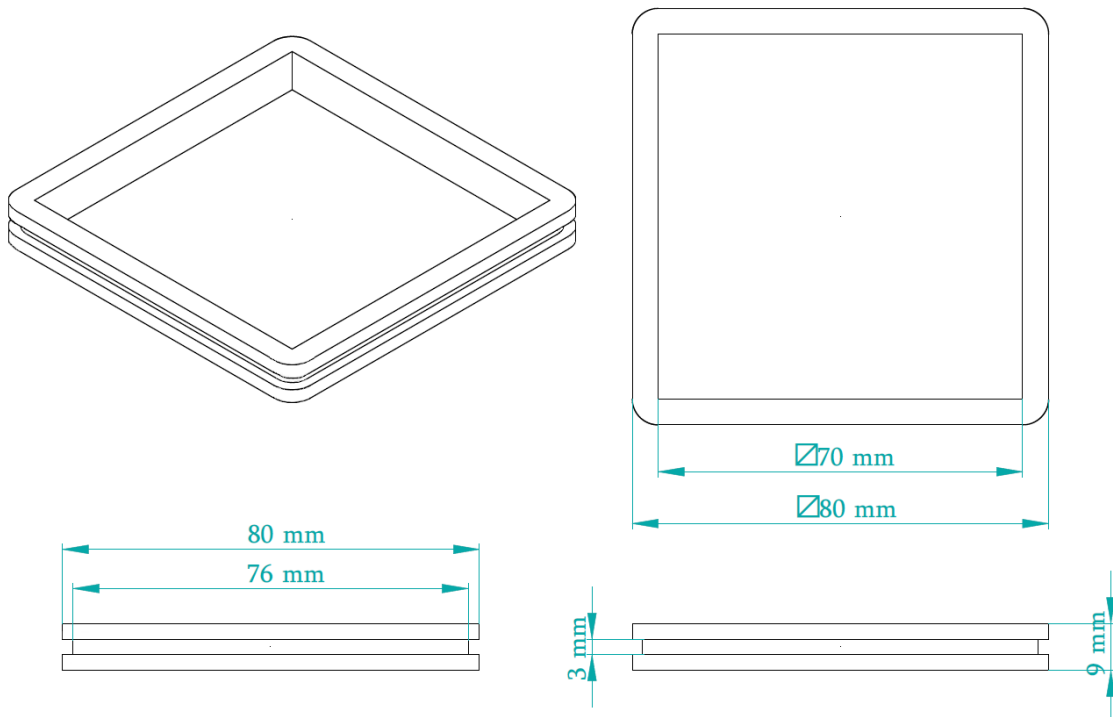


Figura A.6: Diseño del soporte cuadrado primario. Elaboración propia.

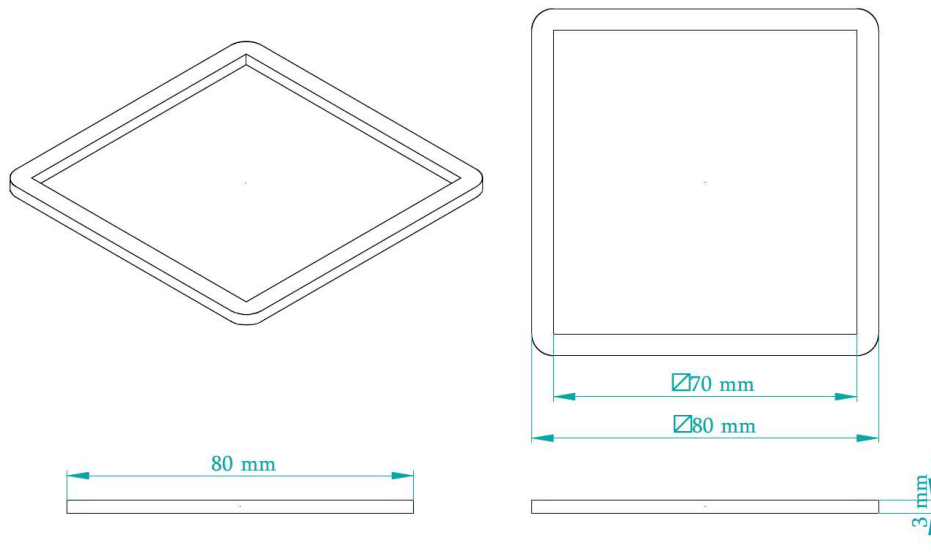


Figura A.7: Diseño del soporte cuadrado secundario. Elaboración propia.

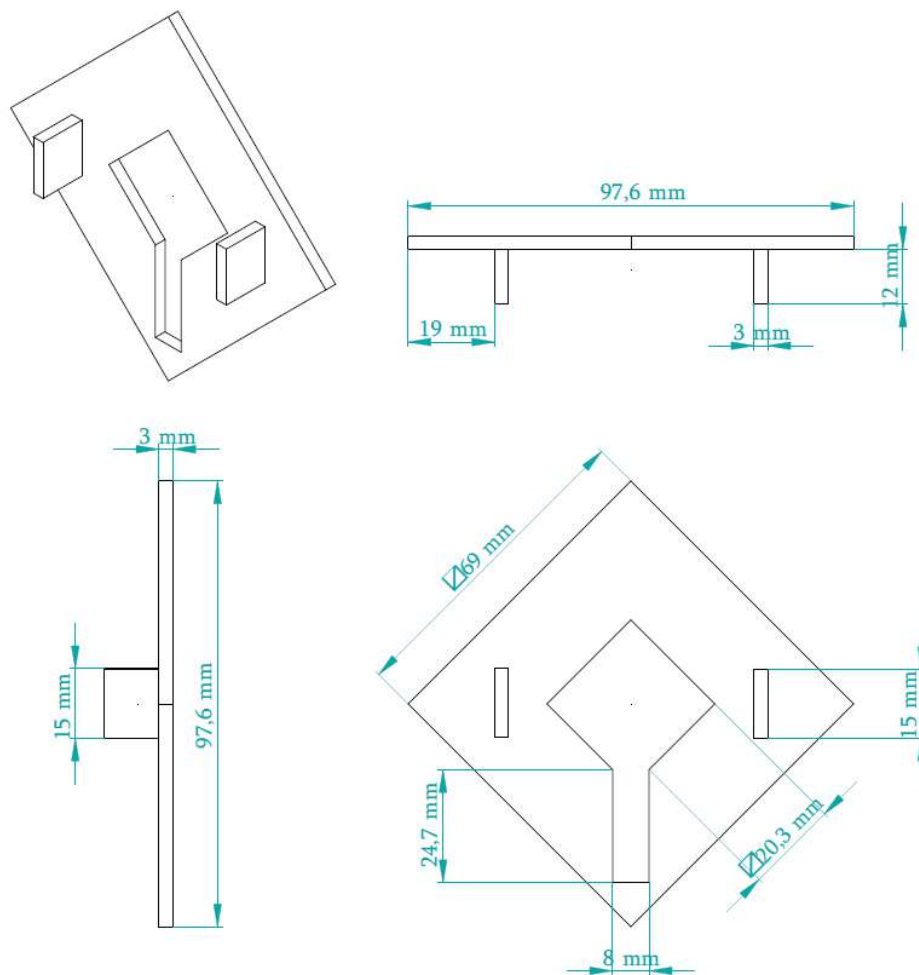


Figura A.8: Diseño de la máscara cuadrada. Elaboración propia.

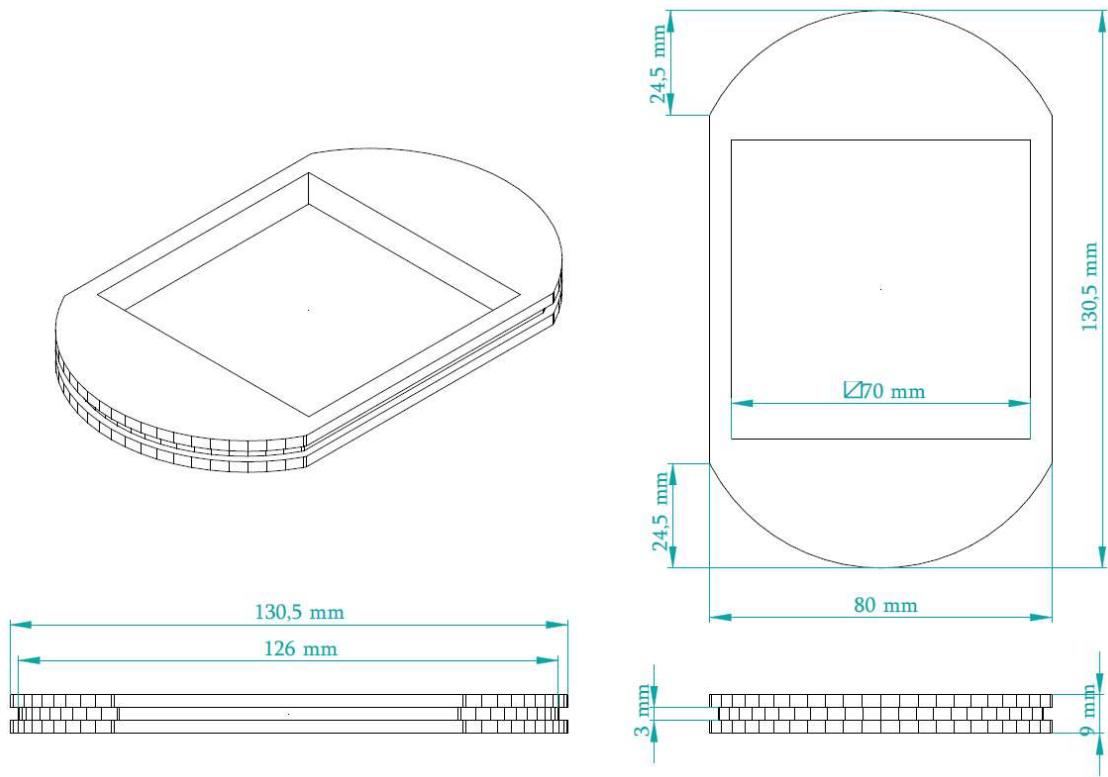


Figura A.9: Diseño del soporte cuadrado ovalado primario. Elaboración propia.

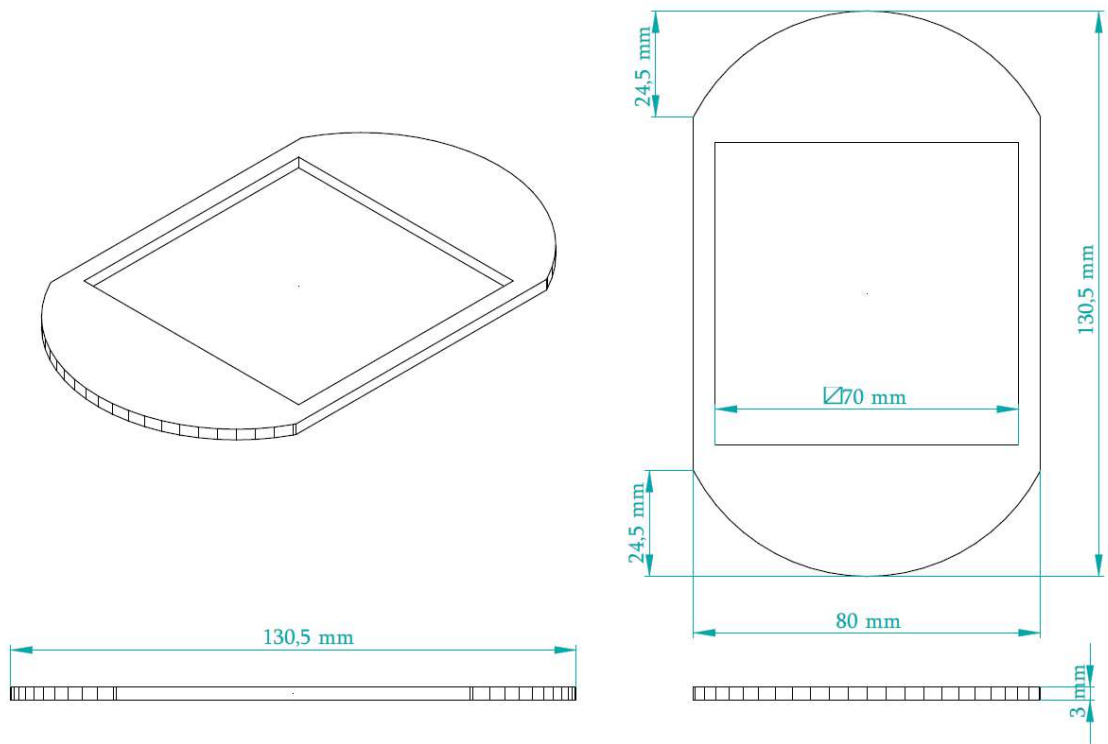


Figura A.10: Diseño del soporte cuadrado ovalado secundario. Elaboración propia.

B | Ensayos de tracción

En las Figuras B.1-B.6 se presentan los resultados de los ensayos de tracción realizados a los compósitos de Ecoflex 00-30 y grasa de carbono.

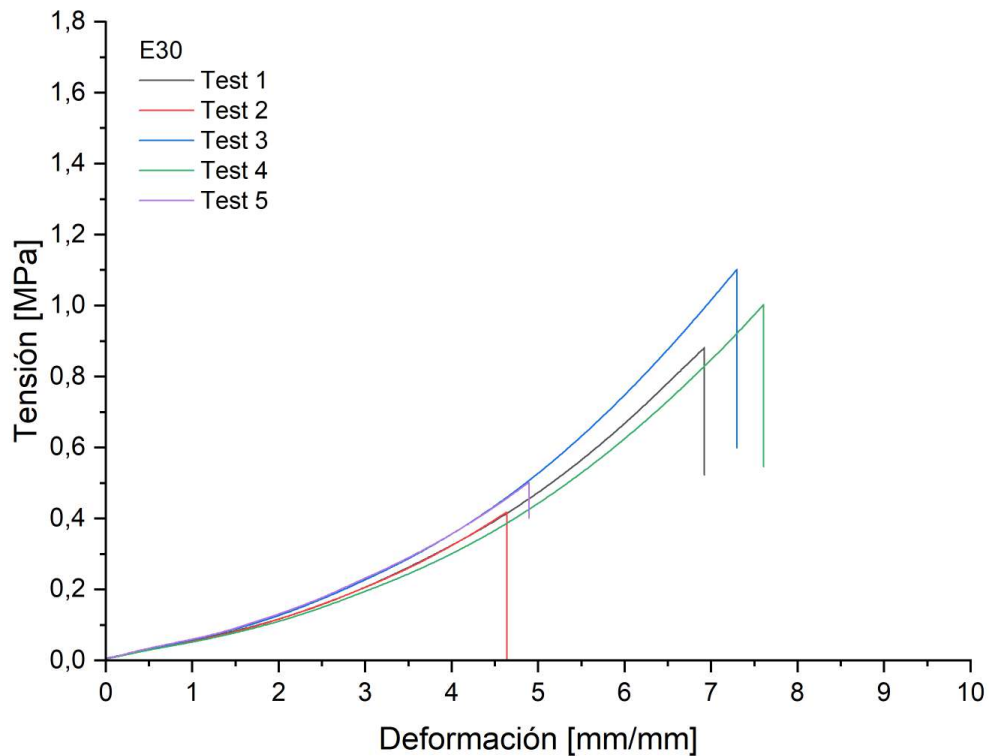


Figura B.1: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción de la silicona Ecoflex 00-30.

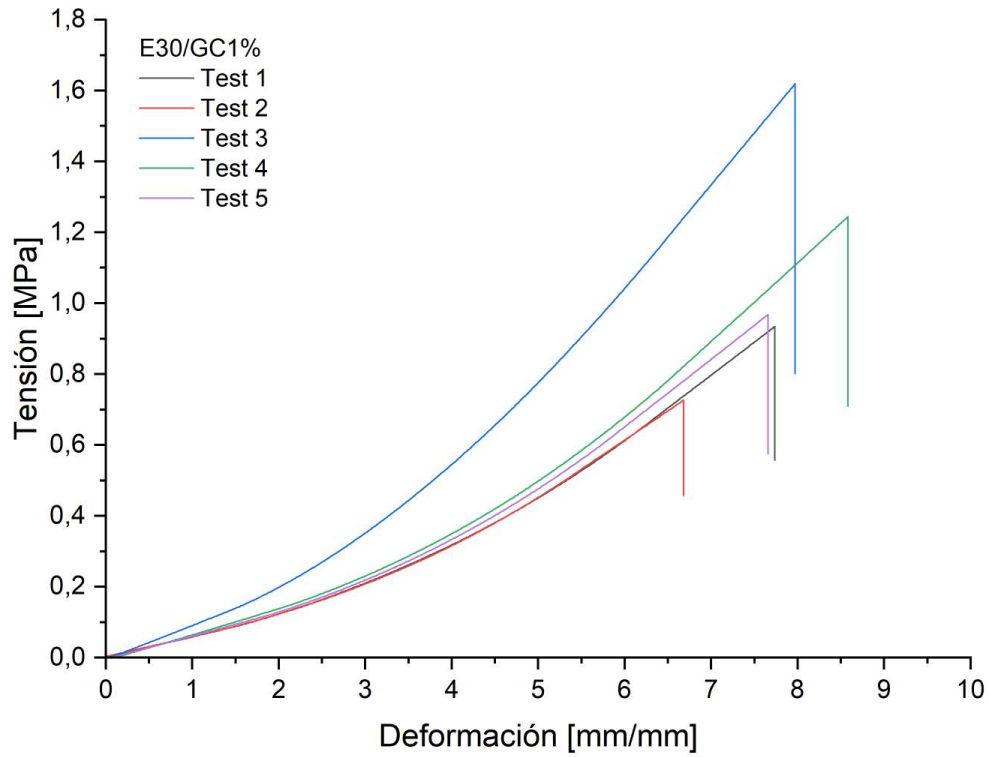


Figura B.2: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 1 % p/p.

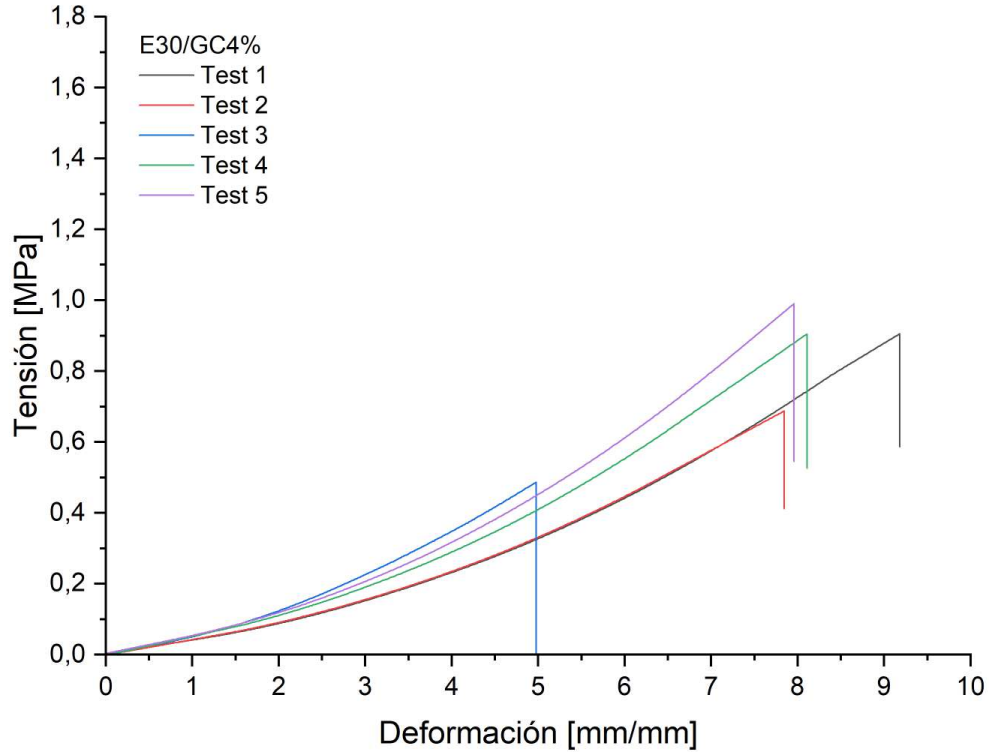


Figura B.3: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 4 % p/p.

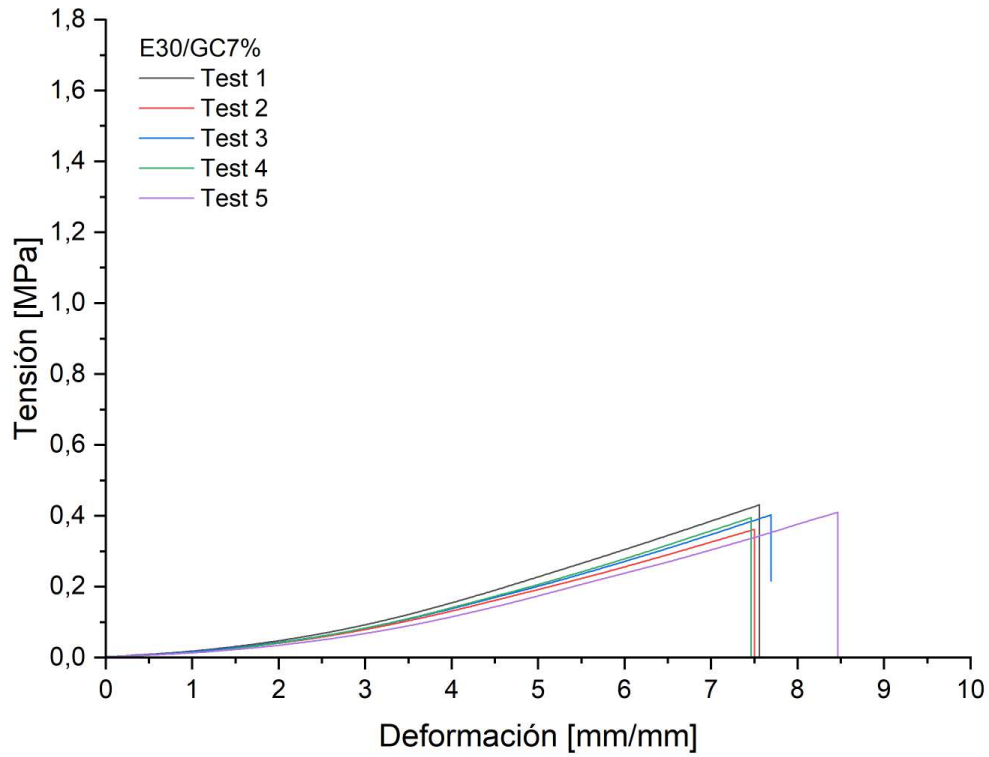


Figura B.4: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 7 % p/p.

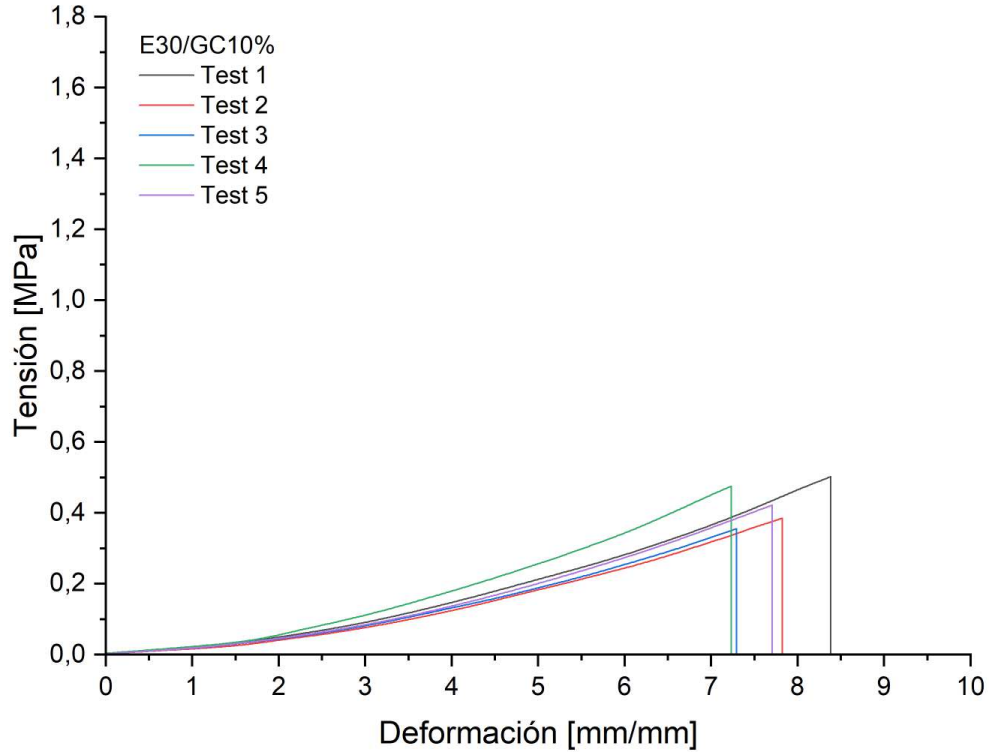


Figura B.5: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 10 % p/p.

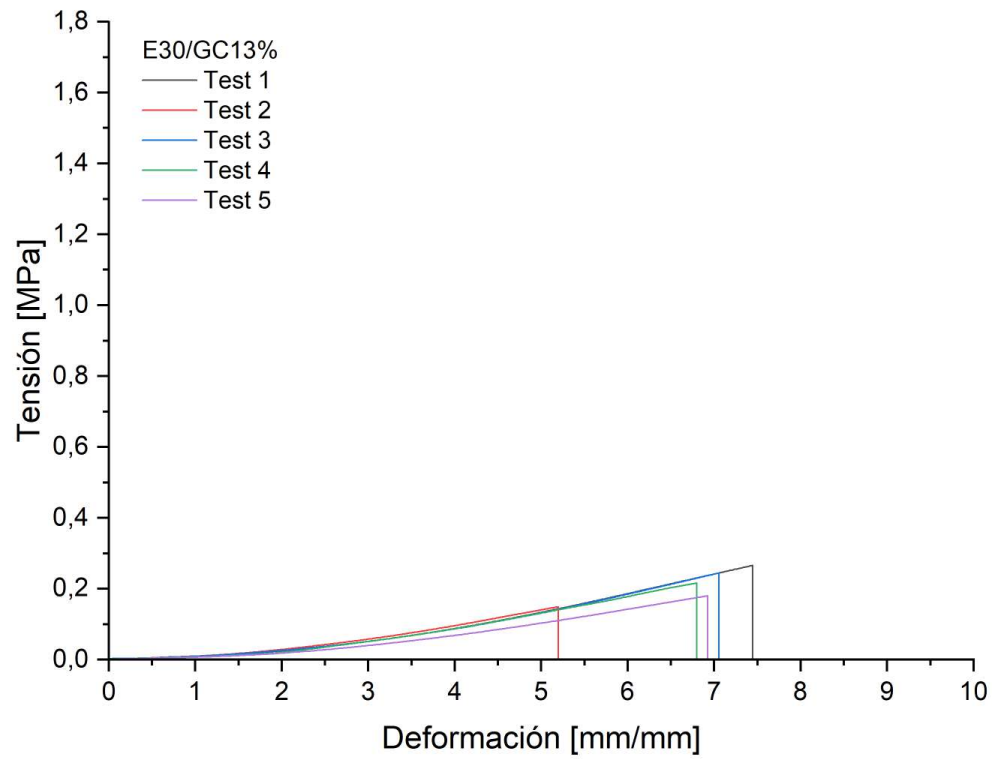


Figura B.6: Curvas de tensión/deformación obtenidas de los ensayos de tracción del compuesto Ecoflex 00-30 + grasa de carbono 13 % p/p.