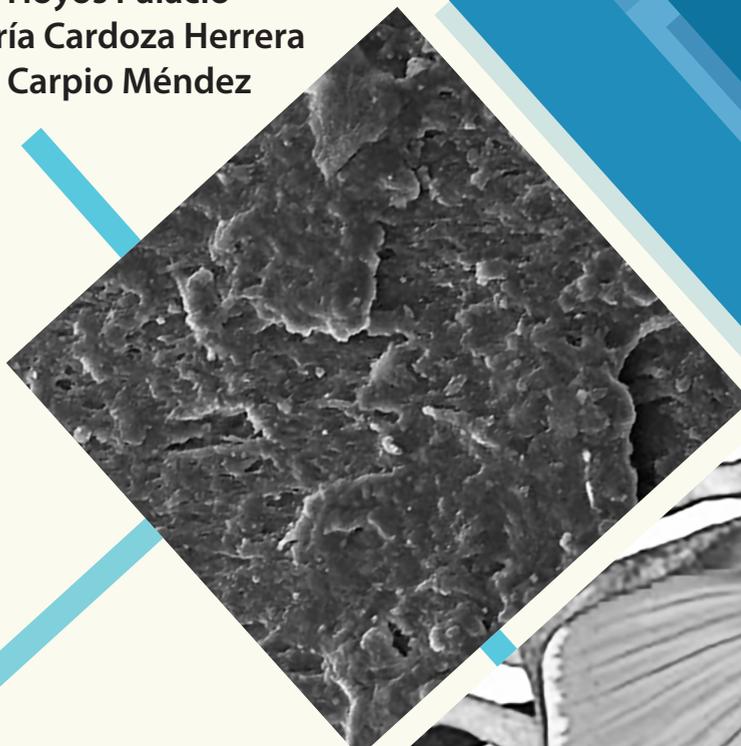


# DESARROLLO DE MATERIAL POLIMÉRICO NANOREFORZADO PARA SER USADO EN LA FABRICACIÓN DE ENDOPRÓTESIS TUMORAL DE HÚMERO

Edwin Espinel Blanco  
Lina Marcela Hoyos Palacio  
Angélica María Cardoza Herrera  
Kevin Josept Carpio Méndez



Universidad Francisco  
de Paula Santander  
Ocaña - Colombia  
Vigilada Mineducación



Grupo de Investigación

**GITYD**





**DESARROLLO  
DE MATERIAL  
POLIMÉRICO  
NANOREFORZADO  
PARA SER USADO  
EN LA FABRICACIÓN  
DE ENDOPRÓTESIS  
TUMORAL DE HÚMERO**

EDWIN ESPINEL BLANCO  
LINA MARCELA HOYOS PALACIO  
ANGÉLICA MARÍA CARDOZA HERRERA  
KEVIN JOSEPT CARPIO MÉNDEZ

Espinel Blanco, Edwin

Desarrollo de material polimérico nanoreforzado para ser usado en la fabricación de endoprótesis tumoral de húmero / Edwin Espinel Blanco ... [et al.] -- 1a. ed. -- Bogotá: Ecoe Ediciones: Universidad Francisco de Paula Santander, 2019.

156 p. (Ingeniería y salud en el trabajo. Ingeniería)

Incluye bibliografía.

ISBN 978-958-771-695-5

1. Polimetilmetacrilato - Aplicaciones científicas 2. Materiales biomédicos 3. Ingeniería biomédica I. Espinel Blanco, Edwin

CDD: 610.284 ed. 23

CO-BoBN- a1039121

---

 **Colección:** Ingeniería y salud en el trabajo  
**Área:** Ingeniería

**ECOE**  
EDICIONES

  
**Universidad Francisco  
de Paula Santander**  
Ocaña - Colombia  
Vigilada Mineducación

 Grupo de Investigación  
**GITYD**

- ▶ Edwin Espinel Blanco
- ▶ Lina Marcela Hoyos Palacio
- ▶ Angélica María Cardoza Herrera
- ▶ Kevin Josept Carpio Méndez

© Ecoe Ediciones Limitada  
Carrera 19 # 63C 32  
Bogotá, Colombia

© Universidad Francisco  
de Paula Santander  
Vía Acolsure, Sede el Algodonal  
Ocaña Norte de Santander -  
Colombia  
Teléfono (057)(7) 5690088

**Primera edición:** Bogotá, diciembre de 2018

**ISBN:** 978-958-771-695-5

Dirección editorial: Angélica García Reyes  
Corrección de estilo: Orlando Riaño  
Diagramación: Denise Rodríguez Ríos  
Carátula: Wilson Marulanda Muñoz  
Impresión: La Imprenta Editores  
Calle 77 # 27 A - 39

*Prohibida la reproducción total o parcial por cualquier medio  
sin la autorización escrita del titular de los derechos patrimoniales.*

*Impreso y hecho en Colombia - Todos los derechos reservados*

# CONTENIDO

<b>SIMBOLOGÍA</b> .....	IX
<b>CAPÍTULO 1. EL POLIMETILMETACRILATO PMMA, EN APLICACIONES BIOMÉDICAS</b> .....	1
1.1 Estado del Arte.....	1
1.1.1 Antecedentes en el mundo .....	1
1.1.2 Antecedentes en el ámbito nacional.....	4
<b>CAPÍTULO 2. BIOMECÁNICA DEL HÚMERO</b> .....	7
2.1 Esqueleto .....	7
2.1.1 Función .....	7
2.1.2 Estructura del tejido óseo .....	7
2.1.3 Estructura del esqueleto .....	8
2.2 Húmero .....	9
2.2.1 Movimientos del húmero .....	9
2.2.2 Músculos escapulo humerales del miembro superior .....	12
2.2.3 Tumores óseos.....	17
2.3 Biomecánica .....	18
<b>CAPÍTULO 3. ENDOPRÓTESIS DE HÚMERO</b> .....	23
3.1 Características de la Endoprótesis .....	23
3.2 Materiales para la fabricación de endoprótesis.....	25
3.2 Matrices .....	26

3.3 Refuerzos.....	29
3.4 Caracterización del material nanoreforzado o nanocompuesto.....	33
3.4.1 Mediante ensayos mecánicos .....	33
3.4.2 Normas para la realización de los diferentes ensayos.....	34
3.4.2.1 Mediante microscopia .....	34
3.4.2.2 Mediante ensayo de composición química.....	35
<b>CAPÍTULO 4. DESARROLLO DEL MATERIAL PROPUESTO PARA LA ENDOPRÓTESIS .....</b>	<b>37</b>
4.1 Fase I: Ensayos mediante análisis experimental .....	37
4.1.1 Consideraciones generales del polimetilmetacrilato reforzado de nanopartículas sílice .....	37
4.1.2 Síntesis, funcionalización y selección de las nanopartículas de sílice como refuerzo .....	37
4.1.2.1 Síntesis de las nanopartículas mediante método sol-gel...	38
4.1.2.2 Funcionalización de las nanopartículas de sílice.....	39
4.1.3 Caracterización de las nanopartículas de SiO <sub>2</sub> .....	42
4.1.3.1 Pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM - EDS .....	42
4.1.4 Pruebas de composición química por infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR) .....	54
4.1.4.1 Selección de las nanopartículas de SiO <sub>2</sub> .....	56
4.1.5 Planteamiento de variables.....	58
4.1.5.1 Definir mediante diferentes proporciones de monómeros y entrecruzantes del PMMA, las mejores condiciones de dureza y apariencia homogénea.....	58
4.1.5.2 Analizar el efecto de las concentraciones de reforzante sobre las propiedades mecánica del PMMA .....	65
4.1.6 Análisis de porcentaje en peso de nano partículas a usar para la elaboración de probetas para caracterización mecánica.....	72
4.1.7 Elaboración de muestras .....	74
4.2 Fase II. Caracterización mecánica-química .....	77
4.2.1 Realizar pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM-EDX.....	77
4.2.2 Realizar pruebas de composición química por infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR) .....	78
4.2.3 Pruebas de micro dureza .....	78
4.2.4 Ensayos de compresión.....	80
4.2.5 Pruebas de tracción .....	80

4.2.6 Pruebas de flexión .....	81
4.3 Fase III. Análisis de resultados .....	83
4.3.1 Analizar los resultados de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado .....	83
4.3.2 Comparación de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado con las propiedades mecánicas del hueso (húmero) .....	85
4.3.3 Simulación de esfuerzos del material en el modelo de la endoprótesis tumoral de húmero .....	86
4.3.3.1 Modelo físico de la fuerza de impacto sobre el húmero persona-suelo.....	86
4.3.3.2 Resultados de la simulación .....	91
4.4 Conclusiones .....	95
4.5 Recomendaciones .....	96
<b>ANEXO .....</b>	<b>97</b>
5.1 Anexo A. Preparación del PMMA, enfoque varios autores.....	97
5.2 Anexo B. PMMA reforzado con nano sílice diferentes autores.....	101
5.3 Anexo C. Síntesis de nanopartículas vía sol-gel en el mundo.....	114
5.4 Anexo D. Síntesis de nanopartículas de sílice por sol-gel en el ámbito nacional .....	122
5.5 Anexo E. Clasificación de los materiales usado en las partes del cuerpo.....	126
5.6 Anexo F. Aplicación de materiales biocompatibles .....	127
5.7 Anexo G. Escalas y cargas de las pruebas de dureza.....	129
5.8 Anexo H. Proporciones probetas PMMA-nanopartículas de sílice.....	131
5.9 Anexo I. Resultados preliminares de ensayo de dureza.....	132
5.10 Anexo J. Tabla de resultados modelo físico.....	133
5.11 Anexo K. Imágenes de probetas ensayadas .....	149
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>151</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.	Pasos para la síntesis vía sol-gel de diferentes compuestos .....	4
FIGURA 2.	Esqueleto axial y apendicular .....	8
FIGURA 3.	A) Planos del espacio del miembro superior. B) Ejes de movimiento del húmero .....	9
FIGURA 4.	A) Movimiento de flexión. B) Movimiento de extensión.....	10
FIGURA 5.	A) Movimiento de abducción del hombro. B) Movimiento de aducción del hombro.....	11
FIGURA 6.	A) Flexión horizontal del hombro. B) Extensión horizontal del hombro.....	11
FIGURA 7.	Rotación interna y externa del brazo.....	12
FIGURA 8.	Músculo deltoides.....	13
FIGURA 9.	Músculo redondo mayor .....	13
FIGURA 10.	Manguito de los rotadores.....	14
FIGURA 11.	Músculo supraespinoso.....	14
FIGURA 12.	Músculo infraespinoso .....	15
FIGURA 13.	Músculo subescapular .....	16
FIGURA 14.	Músculo redondo menor .....	16
FIGURA 15.	Tumor maligno en el húmero proximal.....	17
FIGURA 16.	Despiece de endoprótesis (RIMAG) no convencional para húmero.....	24
FIGURA 17.	Esquema implante en el brazo.....	24
FIGURA 18.	Ubicación del implante .....	25
FIGURA 19.	Síntesis del PMMA por polimerización vinílica de radicales libre.....	28
FIGURA 20.	Diagrama de flujo del proceso sol-gel.....	31
FIGURA 21.	Síntesis de nanopartículas de sílice.....	38
FIGURA 22.	Proceso sinterización nanopartículas de sílice.....	39
FIGURA 23.	Montaje funcionalización método 1.....	40
FIGURA 24.	Lavado de las nanopartículas .....	40

FIGURA 25. SEM SiO <sub>2</sub> , A) C-SiO <sub>2</sub> × 500, B) C1-SiO <sub>2</sub> -COOH × 500, C) C2-SiO <sub>2</sub> -COOH × 500, D) C-SiO <sub>2</sub> × 20.000.....	42
FIGURA 26. Medición del tamaño de la nanopartícula C-SiO <sub>2</sub> .....	43
FIGURA 27. SEM SiO <sub>2</sub> , A) SC-SiO <sub>2</sub> , B) SC1-SiO <sub>2</sub> -COOH, C) SC <sub>2</sub> -SiO <sub>2</sub> -COOH, D) SC-SiO <sub>2</sub> × 20.000 .....	44
FIGURA 28. Medición del tamaño de la nanopartícula SC-SiO <sub>2</sub> .....	45
FIGURA 29. Resultados caracterización EDS SC-SiO <sub>2</sub> . A) Área de análisis, B) Resultados.....	45
FIGURA 30. Resultados caracterización EDS SC1-SiO <sub>2</sub> -COOH. A) Área de análisis, B) Resultados.....	47
FIGURA 31. Resultados caracterización EDS SC <sub>2</sub> -SiO <sub>2</sub> -COOH. A) Área de análisis, B) Resultados.....	48
FIGURA 32. Resultados caracterización EDS C-SiO <sub>2</sub> . A) Área de análisis, B) Resultados.....	50
FIGURA 33. Resultados caracterización EDS C1-SiO <sub>2</sub> -COOH. A) Área de análisis, B) Resultados.....	51
FIGURA 34. Resultados caracterización EDS C2-SiO <sub>2</sub> -COOH. A) Área de análisis, B) Resultados.....	53
FIGURA 35. FTIR de sílice calcinada y sin calcinar .....	54
FIGURA 36. FTIR de C1-SiO <sub>2</sub> y las SC1-SiO <sub>2</sub> .....	55
FIGURA 37. FTIR de C2-SiO <sub>2</sub> y las SC2-SiO <sub>2</sub> .....	56
FIGURA 38. Probetas de PMMA/SiO <sub>2</sub> .....	57
FIGURA 39. Resultados promedios ensayos de dureza.....	57
FIGURA 40. Resultados promedios ensayos de dureza.....	58
FIGURA 41. PMMA marca veracril. A) Acrílico líquido auto curable con entrecruzaste. B) Acrílico sólido autocurable.....	59
FIGURA 42. Probetas de PMMA .....	59
FIGURA 43. Ensayo de dureza .....	60
FIGURA 44. SEM del polimetilmetacrilato .....	62
FIGURA 45. FTIR de polimetilmetacrilato.....	63
FIGURA 46. Resultado ensayos de tracción PMMA .....	63
FIGURA 47. Resultados ensayos de compresión PMMA .....	64
FIGURA 48. Resultados ensayos de flexión .....	64

FIGURA 49. FTIR diferentes composiciones PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH .....	65
FIGURA 50. SEM diferentes muestras.	
A) PMMA.	
B) PMMA-0.01% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH.	
C) PMMA-0.05% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH	
D) PMMA-0.01% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH	
E) PMMA-0.15% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH.....	66
FIGURA 51. SEM muestras sin entrecruzantes. A) PMMA 65X,	
B) PMMA 2000x. C) PMMA-0.15% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 65X,	
D) PMMA-0.15% C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 2000X.....	67
FIGURA 52. EDS PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> : COOH-0.01%.	
A) Área de muestra, B) Resultados.....	68
FIGURA 53. EDS PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> : COOH-0.05%.	
A) Área de muestra, B) Resultados.....	69
FIGURA 54. EDS PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> : COOH-0.1%.	
A) Área de muestra, B) Resultados.....	70
FIGURA 55. EDS PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> : COOH-0.15%.	
A) Área de muestra, B) Resultados.....	71
FIGURA 56. Curva esfuerzo de flexión contra deformación de diferentes probetas reforzadas.....	73
FIGURA 57. Maquinado de probetas .....	75
FIGURA 58. Probetas ensayo flexión.....	75
FIGURA 59. Probetas ensayo tensión.....	76
FIGURA 60. Probetas ensayos compresión.....	76
FIGURA 61. Probeta ensayo dureza.....	77
FIGURA 62. FTIR del PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH-0,15%.....	78
FIGURA 63. Máquina de ensayo Knoop/Vickers.....	79
FIGURA 64. Resultados ensayo de compresión .....	80
FIGURA 65. Resultados ensayo de tracción .....	81
FIGURA 66. Resultados ensayo de flexión.....	82
FIGURA 67. Análisis metalográfico, A) Probeta fuera de rango)	
Otras probetas .....	83
FIGURA 68. Componentes de la velocidad inicial.....	88
FIGURA 69. Caída de una altura superior .....	89

---

FIGURA 70. Caída desde su misma altura.....	90
FIGURA 71. Curva fuerza contra tiempo de impacto para $e = 0$ .....	90
FIGURA 72. Simulación de esfuerzo a flexión caso 3.....	91
FIGURA 73. Simulación de esfuerzo a flexión caso 2.....	92
FIGURA 74. Simulación de esfuerzo a flexión caso 1.....	92
FIGURA 75. Simulación de esfuerzo a compresión caso 3 .....	93
FIGURA 76. Simulación de esfuerzo a compresión caso 2 .....	94
FIGURA 77. Simulación de esfuerzo a compresión caso 1 .....	94

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1.	Resultados ensayo de tensión PMMA.....	5
TABLA 2.	Resultados ensayo de flexión PMMA.....	5
TABLA 3.	Resultados ensayo de impacto PMMA .....	5
TABLA 4.	Organización estructural del hueso.....	19
TABLA 5.	Propiedades mecánicas de rigidez del húmero .....	20
TABLA 6.	Módulo de Young del húmero en ensayos mecánicas.....	20
TABLA 7.	Propiedades mecánicas de los biomateriales.....	26
TABLA 8.	Potencial característico de diversos metales y aleaciones.....	27
TABLA 9.	Ventajas del polimetilmetacrilato .....	29
TABLA 10.	Cantidad volumétrica de los reactivos. ....	38
TABLA 11.	Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final. ....	41
TABLA 12.	Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final .....	41
TABLA 13.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice sin calcinar .....	46
TABLA 14.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice (SC1-SiO <sub>2</sub> -COOH) .....	48
TABLA 15.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice sin calcinar funcionalizada grupo carboxílico. ....	49
TABLA 16.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice calcínadas C-SiO <sub>2</sub> .....	51
TABLA 17.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C1-SiO <sub>2</sub> -COOH .....	52
TABLA 18.	Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C2-SiO <sub>2</sub> -COOH .....	54
TABLA 19.	Variaciones líquido (ml)-polvo (gr) PMMA.....	60
TABLA 20.	Valores ensayo de dureza .....	61
TABLA 21.	Proporciones ideales polvo-líquido.....	61

TABLA 22.	Composición química de la muestra PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 0,01%.....	69
TABLA 23.	Composición química de la muestra PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 0,05%.....	70
TABLA 24.	Composición química de la muestra PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 0,1%.....	71
TABLA 25.	Composición química de la muestra PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH 0,15%.....	72
TABLA 26.	Proporciones PMMA-C1-SiO <sub>2</sub> -COOH.....	73
TABLA 27.	Resultados ensayos de micro dureza.....	79
TABLA 28.	Propiedades mecánicas del nanocompuesto.....	84
TABLA 29.	Propiedades mecánicas del polímero PMMA.....	84
TABLA 30.	Propiedades mecánicas del hueso y nanocompuesto.....	85
TABLA 31.	Resultados del cálculo de fuerza.....	91
TABLA 32.	Resultados de las simulaciones.....	95
TABLA 36.	Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas mecánicas estáticas. Flexión y resistencia a la flexión.....	106
TABLA 37.	Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas de microindentación H – dureza.....	106
TABLA 38.	Resultados obtenidos pruebas de nanoindentación H - dureza.....	107
TABLA 39.	Composición de mezclas usadas.....	109



## Simbología

PMMA: polimetilmetacrilato.

SiO<sub>2</sub>: nanopartículas de sílice.

TEOS: tetraetilortosilicato.

C - SiO<sub>2</sub>: nanopartículas de sílice calcinadas.

SC - SiO<sub>2</sub>: nanopartículas de sílice sin calcinar.

C1 - SiO<sub>2</sub> - COOH: nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico.

C2 - SiO<sub>2</sub> - COOH: nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el segundo método con ácido carboxílico.

COOH: ácido carboxílico.

C - SiO<sub>2</sub>: nanopartículas de sílice calcinadas.

SC-SiO<sub>2</sub>: nanopartículas de sílice sin calcinadas.

OH: grupo hidroxilo.

C-O: enlace carbono oxígeno.

O - Si - O: enlace dos oxígenos con una sílice.

Si - O - Si: enlace dos sílices y un oxígeno.

C=O: doble enlace carbono oxígeno.

OCH<sub>3</sub>: enlace de un oxígeno, un carbono y 3 hidrógenos.

CH<sub>3</sub>: enlace de un carbono y 3 hidrógenos.

ASTM: *American Society of Testing Materials*.

EDS: espectroscopia dispersiva de energía.

SEM: microscopia electrónica de barrido.

FTIR: espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier.

PMMA - C1 - SiO<sub>2</sub> - COOH - 0.15%: compuesto de PMMA reforzado con nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico con un porcentaje en peso de refuerzo de 0,15%.

PMMA - C1 - SiO<sub>2</sub> - COOH-0.1%: compuesto de PMMA reforzado con nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico con un porcentaje en peso de refuerzo de 0,1%.

PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>-COOH-0.05%: compuesto de PMMA reforzado con nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico, con un porcentaje en peso de refuerzo de 0,05%.

PMMA - C1 - SiO<sub>2</sub> - COOH - 0.01%: compuesto de PMMA reforzado con nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico con un porcentaje en peso de refuerzo de 0,1%.

$F$  = fuerza.

$m$  = masa.

$v_1$  = velocidad final a la que cae el sujeto.

$v_2$  = velocidad después del impacto.

$m$  = masa de la persona.

$\Delta t$  = tiempo que dura el impacto.

$e$  = coeficiente de restitución.

$v_s$  = velocidad del suelo.

$g$  = aceleración de la gravedad.

$h$  = altura del centro de masa.

$H$  = altura de la persona.

$v_0$  = velocidad inicial de la persona.

$\alpha$  = ángulo de caída.



## CAPÍTULO 1

# EL POLIMETILMETACRILATO PMMA, EN APLICACIONES BIOMÉDICAS

### **1.1 Estado del Arte**

Existen proyectos desarrollados en el mundo en los cuales se ha investigado sobre el polimetilmetacrilato reforzado y su uso para aplicaciones biomédicas. Se realizó una revisión del estado del arte sobre el tema. A continuación se presentan los referentes considerados para el presente estudio.

#### ***1.1.1 Antecedentes en el mundo***

En su trabajo (F. A. Zhang, Lee, & Pinnavaia, 2009) estudiaron un compuesto de PMMA-reforzado con nano sílice; mediante pruebas de calorimetría de barrido diferencial, determinaron la temperatura de transición vítrea, con pruebas mecánicas de tracción, compresión y micro dureza comprobaron una mejora en el esfuerzo mecánico, comparado con el PMMA sin refuerzo. Este estudio fue realizado con el fin de encontrar una mejor composición de PMMA reforzado para aplicaciones industriales.

En la universidad de Novi Sad en Serbia en 2014, se estudiaron 6 composiciones de polimetilmetacrilato (PMMA) con baja adición de sílice, la cual estaba dada en porcentajes de 0,023%; 0,046%; 0,091%; 0,23%; 0,46 %; y 0.91% en volumen. A los materiales, con diferentes composiciones, se les realizaron pruebas mecánicas de micro dureza y tenacidad a la fractura, también de calorimetría de barrido diferencial y

análisis de microscopía electrónica de barrido; todos los resultados obtenidos en estos ensayos se compararon con las propiedades del PMMA sin refuerzo. En este estudio se buscó mejorar las características de ductilidad y resistencia del PMMA usado en la reconstrucción de dentaduras. A medida que el autor aumentaba el contenido de nanopartículas, la tenacidad a la fractura disminuía. Balos (2014) explica que estos resultados fueron causa del grado de aglomeración de carga, la distribución de las partículas y la capa interfacial entre la nanopartícula y la matriz PMMA, y llega a la conclusión de que el bajo contenido de nanosilica produce mejores propiedades mecánicas que el alto contenido de nanosilica en términos de micro-dureza y tenacidad a la fractura. (Balos, Pilic, Markovic, & Pavlicevic, n.d.).

En 2014, en Barcelona en un artículo denominado «Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en biomedicina» los autores expresan que las nanopartículas de sílice mesoporosa (MNP's) han despertado gran interés en la comunidad científica internacional a raíz de sus propiedades fisicoquímicas como son su estabilidad química, resistencia mecánica, biocompatibilidad y facilidad para ser sintetizado; las principales características de las nanopartículas de sílice mesoporosa son: gran área superficial ( $>1000 \text{ m}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ) la cual permite que se almacene gran cantidad de carga (35%), también posee poros de gran volumen ( $>1 \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$ ), gran porosidad y un buen orden en los poros, el tamaño de los poros es modificable con una estrecha distribución (2 – 10 nm), tienen una buena estabilidad química y térmica, no son tóxicas y son biocompatibles con el organismo humano, sus dos superficies (externa e interna) son funcionalizables, fácilmente modificables morfológicamente (control de tamaño, forma y poro), se pueden sintetizar con facilidad, meso estructura estable. Gracias a su gran superficie y volumen de poro pueden alojar una alta carga de componentes, tales como fármacos, proteínas o sensores, a los que los soportes inorgánicos darán funcionalidad. Por otro lado, las moléculas que se alojan en el interior de los poros estarán protegidas de sufrir degradación debido a ambientes hostiles, como pueden ser los intestinos o el estómago, en el caso de aplicaciones biológicas. En caso de usar las nanopartículas de sílice en aplicaciones biomédicas estas deben presentar un tamaño uniforme que se encuentre idealmente entre 50 – 100 nm, ya que si superan este rango se trata de nanopartículas de gran tamaño, lo que dificulta su inyección o podrían ser eliminadas con gran facilidad del organismo; si por el contrario, son muy pequeñas las nanopartículas resultan ser algo citotóxicas y de difícil obtención (Llinas & Sánchez, 2014).

El análisis realizado por F. Bedoui (2016) se estudió el efecto del nano tamaño de las partículas de nano sílice usado como reforzante de polimetilmetacrilato (PMMA), se reforzó el PMMA con una fracción de volumen de 4% de nanopartículas de sílice utilizando diámetros de partículas de 15 nm, 25 nm, 60 nm, 150 nm y 500 nm, se realizaron pruebas en donde se comprobaron las propiedades mecánicas y térmicas como las de tensión, compresión, micro dureza y calorimetría de barrido diferencial. Esta investigación se realizó con el objetivo de determinar las propiedades del

PMMA reforzado con nano sílice para aplicaciones en la industria polimérica. El autor llegó a la conclusión que las propiedades del PMMA con nanopartículas de sílice presentan una mejora en la estabilidad mecánica y térmica, todos los nano compuestos mostraron una mejora en el módulo de Young; el autor observó un aumento mayor con partículas de menor diámetro (Blivi, Benhui, Bai, Kondo, & Bédoui, 2016).

En el trabajo titulado «Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa» se realiza un estudio sobre la influencia de nanopartículas de sílice mesoporosa (MSNs) cargadas con antibióticos sobre las propiedades mecánicas de los cementos óseos basados en polimetacrilato de metilo (PMMA) funcional con el propósito de que esto sustituya la necesidad de tratamientos convencionales minimizando así la necesidad de cuidados de seguimiento y mejorando la comodidad del paciente; en este estudio los autores concluyen que los cementos óseos basados en PMMA funcionalizados con MSNs, brindan una liberación mejorada de antibióticos sin inducir efectos deletéreos sobre las propiedades mecánicas de soporte de los cementos; además, informaron que la porosidad de los cementos óseos tiene potencial para crear una fijación biológica mejorada entre el cemento y el tejido óseo, por lo que las estructuras porosas pueden adherirse biológicamente a los huesos circundantes y permitir que el hueso crezca dentro de la capa de cemento (Ng *et al.*, 2017).

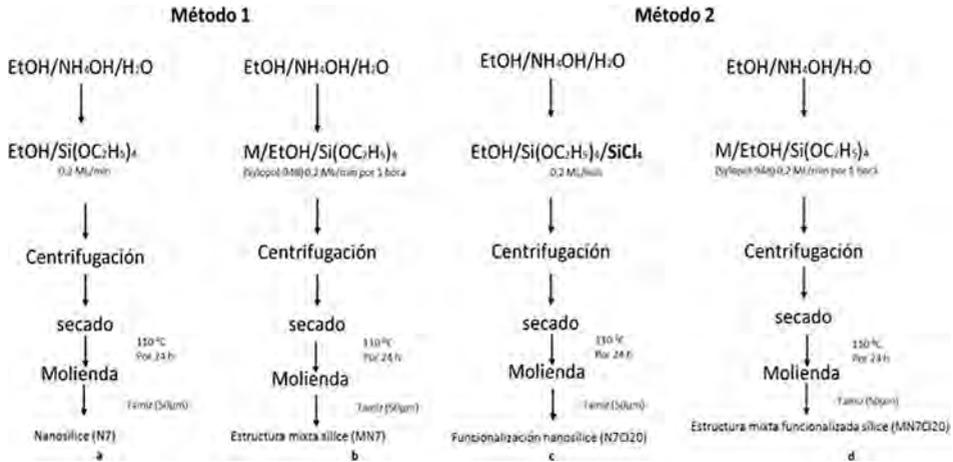
En el anexo A se pueden observar la preparación del PMMA según el enfoque de varios autores (ver anexo A).

En el anexo B se muestra la preparación, resultados y conclusiones de diferentes autores sobre análisis del polimetilmetacrilato con nano partículas de sílice (ver anexo B).

En el anexo C se describen las diferentes composiciones, procedimientos y resultados de varios autores para la síntesis de nanopartículas de sílice por el método sol gel en el mundo (ver anexo C).

En la figura 1 se puede observar los pasos para la síntesis vía sol gel de diferentes compuestos.

**Figura 1. Pasos para la síntesis vía sol-gel de diferentes compuestos**



Fuente: (Moreno *et al.*, 2016).

### 1.1.2 Antecedentes en el ámbito nacional

En Bogotá, en 2014, se realizó una tesis denominada «Implantes personalizados de Polimetilmetacrilato (PMMA) para aplicaciones en Craneoplastia», en la cual se propuso el PMMA para la fabricación de un implante craneofacial para el hueso frontal, mediante un estudio biomecánico por medio de la técnica de los elementos finitos con lo cual concluyeron, que este polímero suministra las condiciones mecánicas para la protección de las estructuras cerebrales. Adicionalmente, se llevaron a cabo pruebas físicas de tensión, flexión e impacto para obtener las propiedades mecánicas del plástico, los resultados de estas pruebas se observan en las tablas 1, 2 y 3 (Arango Ospina, 2014).

En cada uno de los ensayos mecánicos realizados, Ospina comparo el valor promedio de las probetas realizadas de PMMA con el valor teórico, en el cual encontró poca diferencia y que los valores obtenidos se encontraban dentro del rango de los esperados.

En la tabla del anexo D se describen las diferentes composiciones, procedimientos y resultados de varios autores nacionales para la síntesis de nanopartículas de sílice por el método sol gel (ver anexo D).

**Tabla 1. Resultados ensayo de tensión PMMA**

Número de probeta	Fuerza máxima (N)	Desplazamiento máximo (mm)	Esfuerzo máximo (Mpa)	Deformación máxima (%)	Módulo de elasticidad (Mpa)
1	277.4	0.4	34	4	1084.8
2	317.8	0.4	37.5	4.3	1084.2
3	272.5	0.47	42.85	4.9	1089.9
4	258.31	0.46	40.61	4.85	1002.24
5	256.03	0.36	40.26	3.74	1164.5
Total	276.4	0.49	39.19	5.21	1085.1

Fuente: Ospina (2014, p. 41).

**Tabla 2. Resultados ensayo de flexión PMMA**

Número de probeta	Fuerza máxima (N)	Desplazamiento máximo (mm)	Esfuerzo máximo (Mpa)	Deformación máxima (%)
1	71.6	2.1	39.6	2.6
2	105	2.2	65	2.6
3	87	3.6	62.3	3.9
4	71	4.6	52.2	5
5	71.4	1.5	46	1.8
Total	81.2	2.8	53	3.2

Fuente: Ospina (2014, p. 43).

**Tabla 3. Resultados ensayo de impacto PMMA**

Numero Probeta	Energía (J)	Tenacidad (J/m <sup>2</sup> )
1	0.137	3.81
2	0.118	3.28
3	0.116	3.22
4	0.115	3.19
5	0.131	3.64
Total	0.123	3.43

Fuente: Ospina (2014, 44).



## CAPÍTULO 2

# BIOMECÁNICA DEL HÚMERO

## 2.1 Esqueleto

### 2.1.1 Función

El esqueleto o sistema óseo es el encargado de dar soporte a todas las partes blandas; algunas partes blandas se insertan en él o son albergadas en sus cavidades. El hueso está formado por tres componentes: células, fibras y sustancia fundamental; posee componentes extracelulares que están calcificados y lo hacen un material firme, duro e ideal para su función de soporte y protección, dando apoyo interno y lugares donde se puedan insertar los músculos y tendones, que son fundamentales para el movimiento (Reyes, 2005).

### 2.1.2 Estructura del tejido óseo

El hueso se caracteriza por poseer unas propiedades bastante particulares, ya que tiene una alta resistencia a la compresión y a la tracción; así mismo, es ligero de peso, pero con cierta elasticidad. El hueso es un material vivo y dinámico, lo cual permite que se renueve de manera periódica, reconstruyéndose a sí mismo durante toda la vida del individuo. A nivel macroscópico se pueden diferenciar, a simple vista, dos formas de hueso, el compacto y el esponjoso. El hueso compacto es una masa sólida continua en la que no se pueden apreciar poros a simple vista; por el contrario, el hueso esponjoso cuenta con trabéculas que son las que se encargan de delimitar los espacios internos que a su vez son ocupados por la medula ósea. (Reyes, 2005).

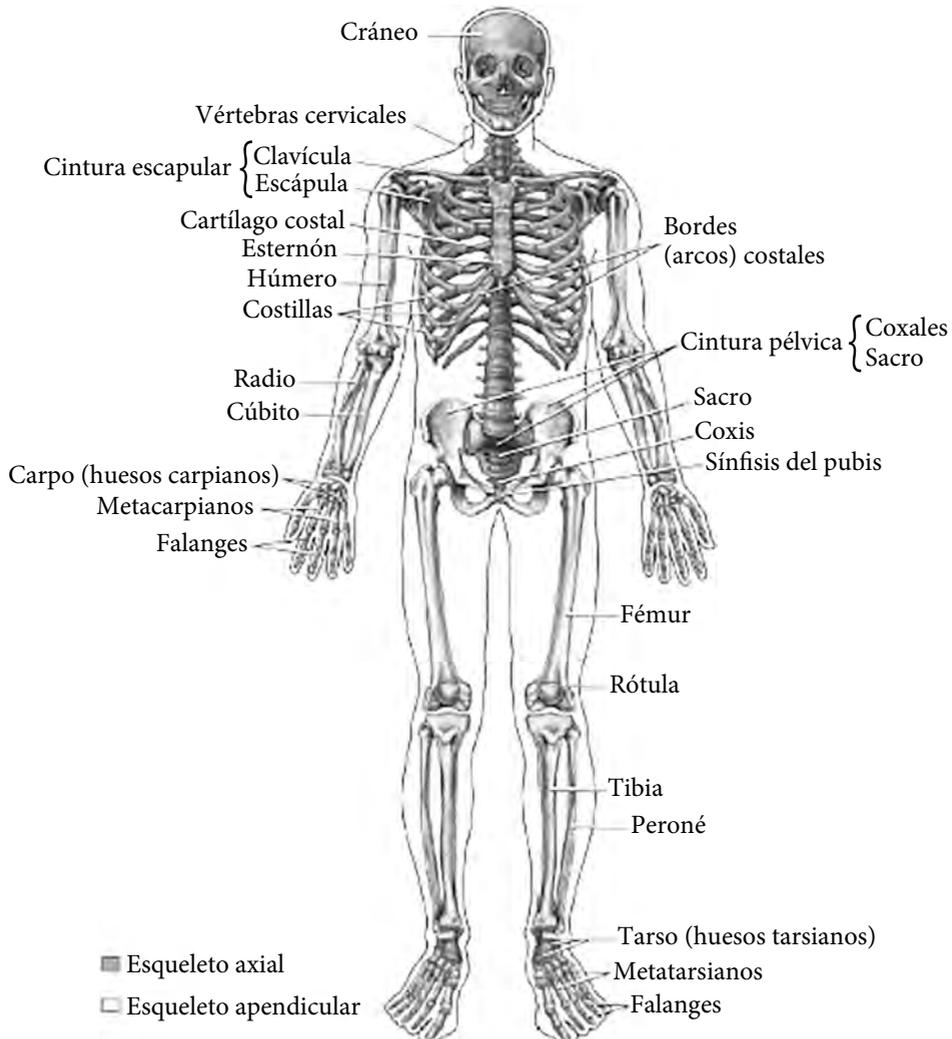
### 2.1.3 Estructura del esqueleto

El sistema óseo se encuentra dividido en dos partes funcionales las cuales se pueden observar en la figura 2 y estas son:

**Esqueleto axial:** el cual está conformado por los huesos de la cabeza (cráneo), cuello (vértebras cervicales), tronco (esternón, costillas y sacro) y por los huesos planos, los cuales varían su configuración de acuerdo a la función que desempeñen (Juárez, 2010).

**Esqueleto apendicular:** este se encuentra constituido por los huesos de las extremidades o miembros, también por los huesos de la cintura escapular y pélvica (Juárez, 2010).

**Figura 2. Esqueleto axial y apendicular**



Fuente: (Juárez, 2010).

## 2.2 Húmero

### 2.2.1 Movimientos del húmero

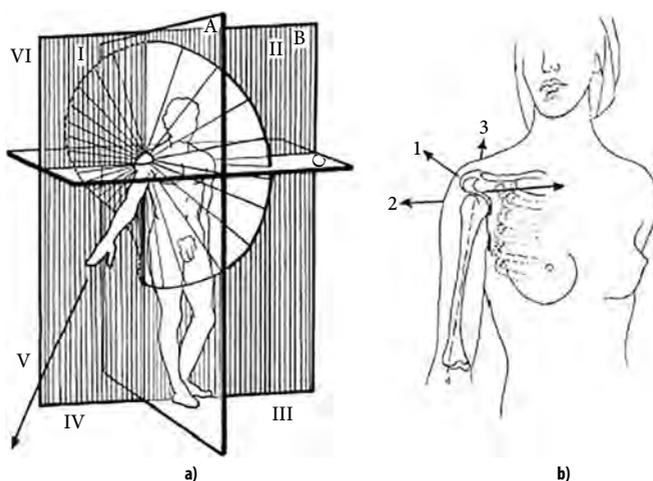
Se caracteriza por ser el hueso de mayor longitud del miembro superior, en la articulación glenohumeral este se articula con la escapula, así mismo en el codo se articula con el radio y el cúbito.

La anatomía de la articulación proximal del miembro superior es la que cuenta con la mayor movilidad entre todas las articulaciones del cuerpo humano, esto hace que a la hora de estudiarla se torne complejo, puesto que se deben estudiar los todos los movimientos ejercidos sobre esta articulación (Juárez, 2010).

En los tres planos imaginarios (frontal, sagital y horizontal) se encuentran basadas las descripciones anatómicas que se intersecan en el cuerpo en posición anatómica. En la figura 3 se puede observar los planos del espacio del miembro superior.

- » Plano sagital: en este plano se encuentran el eje anteroposterior (2), el cual atraviesa el cuerpo y lo divide en dos partes (derecha e izquierda), lo que permite que se den los movimientos de abducción y aducción (Juárez, 2010).
- » Plano frontal (coronal): es donde se localiza el eje trasversal (1), el cual atraviesa el cuerpo en ángulo recto, dividiéndolo en dos partes, delantera o parte anterior y trasera o parte posterior, admitiendo los movimientos de extensión y flexión (Juárez, 2010).
- » Plano horizontal: en este se ubica el eje vertical (3), este eje cruza el cuerpo en ángulo recto con relación a los planos sagital y frontal, fraccionando el cuerpo en dos partes, una parte superior y una inferior (Juárez, 2010).

**Figura 3. A) Planos del espacio del miembro superior. B) Ejes de movimiento del húmero**

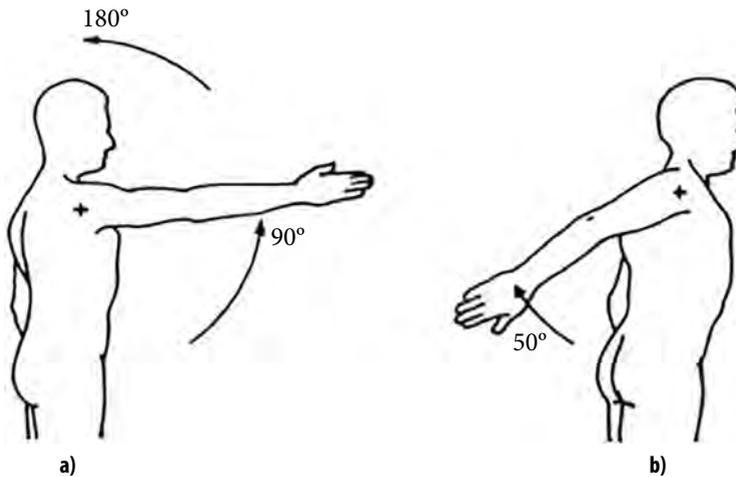


Fuente: (Juárez, 2010).

- » **Flexión y extensión del húmero:** cualquier movimiento hacia delante que se realiza al rotar la articulación escapulo humeral de  $0^\circ - 90^\circ$  es definido como flexión, y llevar la extremidad superior hacia atrás, alcanzando una amplitud de  $45^\circ - 50^\circ$  se define como extensión (Juárez, 2010).

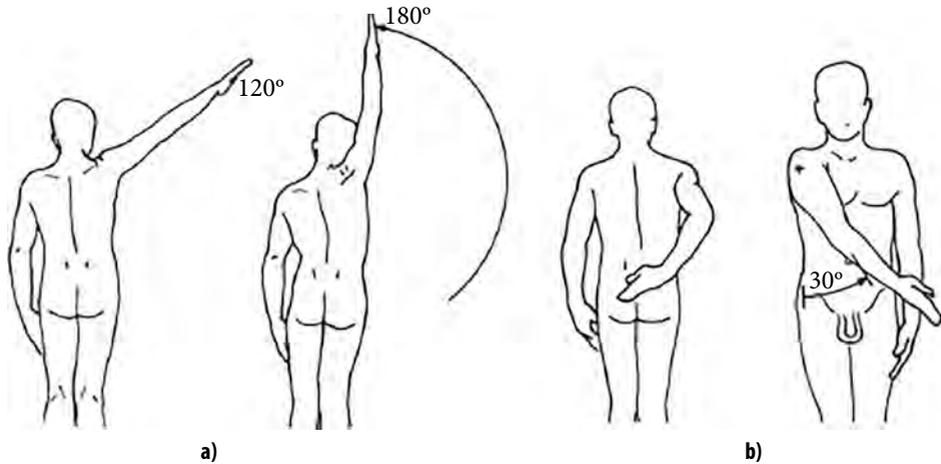
En la siguiente figura se puede apreciar los movimientos de flexión y extensión del hombro.

**Figura 4. A) Movimiento de flexión. B) Movimiento de extensión**



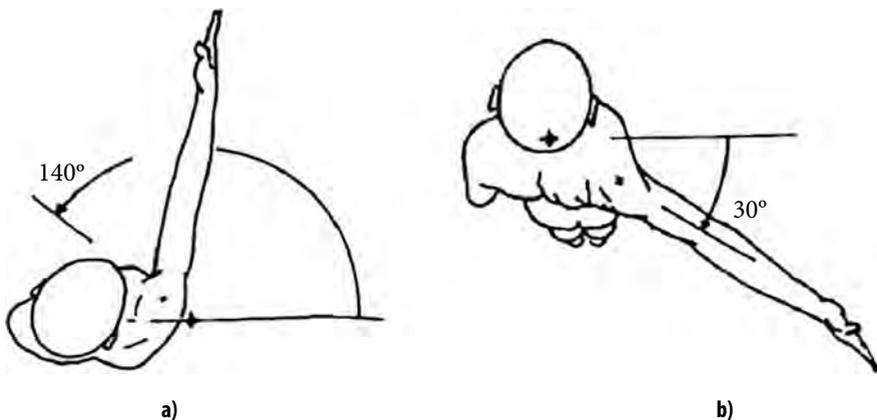
Fuente: (Juárez, 2010).

- » **Aducción y abducción del húmero:** la abducción es el movimiento en el que se retira la extremidad superior del tronco y se lleva hasta una amplitud de  $180^\circ$  y se realiza en el plano frontal; por el contrario, en la aducción la extremidad superior se acerca al plano de simetría, en la figura 5a se observa el movimiento de aducción y en la 6b el movimiento de abducción del hombro (Juárez, 2010).
- » **Circunducción:** es un movimiento circular en el cual se combinan diferentes movimientos como la extensión, flexión, aducción y abducción, la circunducción se puede dar en cualquier articulación que logre realizar todos los movimientos antes mencionados (Juárez, 2010).

**Figura 5. A) Movimiento de abducción del hombro. B) Movimiento de aducción del hombro**

Fuente: (Juárez, 2010).

- » **Flexión y extensión horizontal:** la flexión horizontal es un movimiento que asocia la flexión y aducción de 140° de amplitud, logrando activar los músculos: deltoides, subescapular, pectorales y serrato mayor, la extensión horizontal es un movimiento que relaciona la extensión y la ducción de menor amplitud, 30° –40° activando los músculos deltoides, supraespinoso, infraespinoso, redondos, romboides y trapecio (Juárez, 2010). En la figura 6, se puede observar los movimientos de flexión y extensión del hombro.

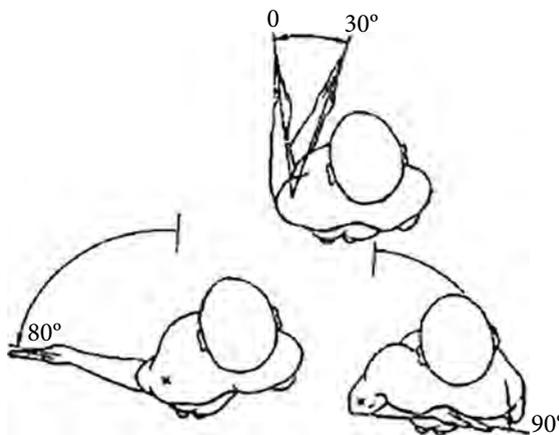
**Figura 6. A) Flexión horizontal del hombro. B) Extensión horizontal del hombro**

Fuente: (Juárez, 2010).

- » **Rotación interna y externa del brazo:** como se puede observar en la figura 7, es la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres grados de libertad y tres ejes, para realizar la medición de la amplitud de los movimientos de la rotación interna es necesaria la flexión del codo a  $90^\circ$  logando una amplitud de  $95^\circ$  aproximándose hasta el plano sagital, es realizado por el músculo redondo mayor y subescapular.

La rotación externa con amplitud de  $80^\circ$  no llega a los  $90^\circ$  y es realizado por los músculos supraespinoso, infraespinoso y redondo menor, para poder lograrlo es necesario que se aleje el brazo hacia el costado (Juárez, 2010).

**Figura 7. Rotación interna y externa del brazo**



Fuente: (Juárez, 2010).

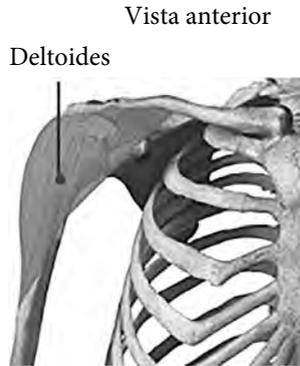
### **2.2.2 Músculos escapulo humerales del miembro superior**

Está compuesto por seis músculos escapulo humerales que pasan desde la escapula del húmero y actúan sobre la articulación escapulo humeral: está compuesto por los músculos deltoides, redondo mayor y los músculos del manguito rotador, que son: infraespinoso, supraespinoso, redondo menor y subescapular (Juárez, 2010).

**Deltoides:** su nombre se debe a su característica forma triangular, su base de inserción craneomedial, se encuentra encorvado a manera de concha con su concavidad media, formando un colchón muscular protegiendo a la articulación humeral. Su inserción superior en la mitad externa del borde anterior de la clavícula, borde externo del acromion y en el labio inferior del borde trasero de la de la espina del omóplato, luego sus haces musculares son dirigidos hacia afuera y abajo terminando en un tendón en forma de triángulo que es insertado en el labio superior de la impresión deltoidea del húmero (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

En la figura 8, se observa el músculo deltoides y la ubicación del mismo.

**Figura 8. Músculo deltoides**

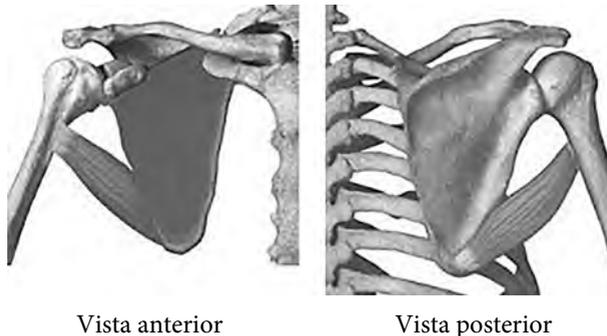


Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

**Redondo mayor:** similar al músculo anterior, el redondo mayor se inserta en la mitad del borde axilar de la escápula, y en el ángulo inferior del mismo hueso, dirige sus fibras en forma oblicua hacia la parte superior y afuera para terminan en un tendón que está fijado en el labio interno del canal bicipital, por su cara trasera se relaciona con la piel, el músculo dorsal y con la porción larga del tríceps, por su cara delantera se relaciona con el subescapular, coracobranquial, dorsal ancho y el paquete neurovascular axial. Su parte superficial se encuentra en contacto con la fascia y la piel, en tanto que la profunda cubre la articulación del hombro y se encuentra separada de la tuberosidad mayor por la Bursa subdeltoidea. La acción que realiza sobre el brazo es de abductor y elevación del mismo. Inervación. Por el nervio circunflejo ramo del plexo branquial (Morales, 2007).

En la figura 9, se observa el músculo redondo mayor y la ubicación del mismo.

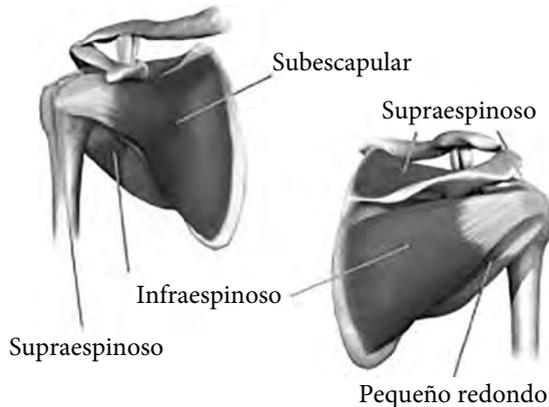
**Figura 9. Músculo redondo mayor**



Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

**Músculos del manguito de los rotadores:** está formado por cuatro músculos, los cuales se dividen en dos clasificaciones: rotadores internos, en el cual se encuentra el músculo subescapular; y los rotadores externos, los cuales son: redondo menor, supraespinoso e infraespinoso; en la figura 10 se pueden apreciar estos.

**Figura 10. Manguito de los rotadores**



Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

**Supraespinoso:** su forma es triangular con la base media, tiene su origen en casi toda la extensión de la fosa supraespinosa y convergiendo a un tendón que se fija en la tuberosidad mayor o troquiter del húmero, está cubierto por fuera y por dentro por el trapecio, ligamento acromioclavicular, la articulación clavicular y por el deltoides, en su parte profunda cubre la capsula de la articulación del hombro. Se encuentra inervado por el nervio supra escapular, ramo colateral del plexo braquial. Este músculo es el encargado de la abducción y elevar el brazo (Jorge *et al.*, 2005). En la figura 11, se observa el músculo supraespinoso y la ubicación del mismo.

**Figura 11. Músculo supraespinoso**



Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

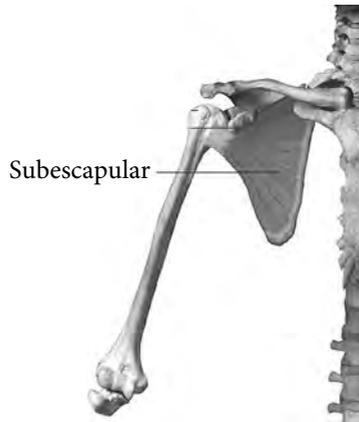
**Infraespinoso:** también tiene forma triangular, se inserta en la fosa infraespinosa de la escápula y en la aponeurosis que lo cubre convergiendo en un solo tendón aplanado que se dirige hacia atrás de la articulación glenohumeral, implantándose en la faceta media de la tuberosidad mayor o troquíter del húmero; este músculo se relaciona posteriormente con el trapecio y el deltoides, por su cara delantera con la fosa infraespinosa, algunas estructuras vasculares y nerviosas, más ínfero externamente con los músculos redondos mayor y menor. Su función es hacer girar al húmero hacia fuera (Jorge *et al.*, 2005). En la figura 12, se observa el músculo infraespinoso y la ubicación del mismo.

**Figura 12. Músculo infraespinoso**



Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

**Subescapular:** es de forma triangular, grueso y aplanado en sentido dorso-ventral, se inserta en la fosa subescapular, sus fibras convergen en sentido cráneo-lateral en un tendón plano que se inserta en la tuberosidad menor (troquíen) del húmero. Se relaciona con el serrato anterior, forma la pared posterior de la axila, porción corta del bíceps, y músculo coracobraquial, posterior se relaciona con la articulación del hombro, separado parcialmente por una bolsa serosa. Su función es la aducción del húmero, pero principalmente la rotación interna del mismo (Jorge *et al.*, 2005). En la figura 13, se observa el músculo subescapular y la ubicación del mismo.

**Figura 13. Músculo subescapular**

Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

**Músculo redondo menor:** es un músculo de aspecto cilindroide y de ahí su nombre de redondo; está situado cranealmente al redondo mayor, se origina de la mitad superior del borde axilar del omóplato, en el tabique fibroso que separa este músculo del infraespinoso y redondo menor, así como en la aponeurosis del infraespinoso, después se dirige hacia arriba y afuera para terminar en un tendón que se inserta en la faceta inferior de la tuberosidad mayor de húmero. Por delante se relaciona con la porción larga del tendón tríceps, su borde inferior con el redondo mayor, del que se separa conforme se aleja formando un espacio triangular por donde pasa el nervio circunflejo y la arteria circunfleja posterior, por dentro se relaciona con el infraespinoso del cual está separado por una fuerte aponeurosis. Su contracción hace girar al húmero hacia fuera (Jorge *et al.*, 2005). En la figura 14, se observa el músculo redondo menor y la ubicación del mismo.

**Figura 14. Músculo redondo menor**

Fuente: (Ruíz, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

### 2.2.3 Tumores óseos

Son difíciles de diagnosticar, aunque son poco usuales y forman un conjunto grande con variedades procedentes del hueso, el cartílago, tejido conjuntivo y otras estructuras (Reyes, 2005).

Con tan solo un 0,5 a 0,7% de las neoplastias, los tumores de tipo maligno que se dan en el aparato músculo-esquelético son poco frecuentes (Juárez, 2010).

- » **Osteosarcoma:** es el tumor óseo más frecuente, el cual hace metástasis en huesos largos, tales como el húmero; se puede apreciar en la figura 15.

**Figura 15. Tumor maligno en el húmero proximal**



Fuente: (Juárez, 2010).

- » **Exostosis mutile hereditaria:** son más grandes que el osteosarcoma, produce deformaciones óseas, es más común encontrarlo en huesos del tronco.
- » **Encondroma:** es un tumor óseo benigno bastante frecuente, es asintomático, se presenta en huesos de las manos y pies.
- » **Condrolastoma:** epífisis y huesos largos.
- » **Fibroma condromixoide:** metástasis en huesos largos.
- » **Condromatosis sinovial:** es la propagación y mutación metaplásica de la sinovial, formación de variados nódulos cartilaginosos u osteocartilaginosos en tendones articulaciones y bursas.
- » **Condrosarcoma:** es un tumor muy agresivo, se presenta en niños o jóvenes menores de 20 años, predominando en el sexo masculino y es más frecuente en la metafisis distal del fémur (cerca de la rodilla) y la proximal de la tibia (cerca de la rodilla, también.) aunque también se observa en otros huesos como húmero, vertebras, costillas y pelvis (Melo & Martínez, 2005).

- » **Sarcoma osteogenico:** es un tumor muy agresivo, se presenta en niños o jóvenes menores de 20 años; predomina en el sexo masculino y es más frecuente en la metafisis distal del fémur (cerca de la rodilla) y la proximal de la tibia (cerca de la rodilla, también.) aunque también se observa en otros huesos como húmero, vertebras, costillas y pelvis. (Reyes, 2005).
- » **Células gigantes:** se presenta en personas de 20 a 40 años de edad y tiene tendencia por el tercio distal del radio (cerca de la muñeca) y del fémur (cerca de la rodilla), y el proximal de la tibia (cerca de la rodilla, también.) aunque se puede dar en vertebras y en costillas; cerca del 10% dan metástasis y muestran todas las características de neoplasias malignas.

## 2.3 Biomecánica

La biomecánica es una rama de la bioingeniería que se encarga de estudiar el sistema osteoarticular y muscular como estructuras mecánicas sometidas a movimientos y fuerzas, también estudia otros sistemas y órganos corporales, como por ejemplo la mecánica de la respiración, la sangre como un fluido en movimiento, así mismo interviene en el desarrollo de implantes y órganos artificiales. (Reyes, 2005).

**Biomecánica ortopédica:** desde los años 70 del siglo pasado se inicia como disciplina y contiene la ingeniera biomédica como la aplicación de la ingeniería, la tecnología y la física para la solución de dificultades que se dan en el sistema músculo-esquelético, centrándose en el diagnóstico, prevención y tratamiento de desórdenes del cuerpo humano, de manera general centra su estudio en la mecánica del esqueleto y los huesos, fémur, rodilla, tibia, húmero y otros. (Reyes, 2005).

**Propiedades mecánicas y biomecánicas del hueso:** estas propiedades varían de acuerdo a las distintas estructuras del hueso; se han identificado diferentes niveles de organización estructural, sus propiedades mecánicas principales son la rigidez, resistencia y elasticidad.

En la tabla 4, se observa la organización estructural del hueso.

Al poseer esta estructura el hueso se hace anisótropo y heterogéneo, por ejemplo, el módulo de elasticidad de muestras grandes se ha determinado entre 14 a 20 Gpa, y para muestras corticales sometidas a microflexion es de 5,4 Gpa, no obstante, no resulta claro si la diferencia es imputable a la técnica de ensayo empleada o a la influencia de la microestructura. (Reyes, 2005).

Biomecánicamente, el tejido óseo se puede considerar como un material con dos componentes (material compuesto), con colágeno en una y sustancias minerales en otra, de la misma manera que ocurre en los materiales compuestos, la combinación de estos componentes hace que el material sea de mayor resistencia que uno solo de estos componentes. (Reyes, 2005).

Al aplicarse una carga en una dirección conocida sobre una estructura, la deformación de esta puede ser medida y se puede representar en una curva esfuerzo-deformación, en esta grafica se pueden ver tres parámetros que son la carga, la deformación y la energía que puede almacenar antes de colapsar, con estos se puede determinar la resistencia de la estructura (Juárez, 2010).

**Tabla 4. Organización estructural del hueso**

Nivel jerárquico	Componentes principales
Macroestructura	Hueso cortical y trabecular
Microestructura	Osteonas y trabéculas individuales
Submicroestructura	Láminas
Nanoestructura	Colágeno fibrilar y componentes minerales
Subnanoestructura	Estructura molecular de los distintos elementos
Nivel 7	Hueso entero
Nivel 6	Hueso cortical y trabecular
Nivel 5	Osteonas
Nivel 4	Patrones de las fibras (hueso maduro)
Nivel 3	Fibras de colágeno
Nivel 2	Fibrillas de colágeno y minerales
Nivel 1	Moléculas
Nivel hueso entero	Hueso entero o representativo de ambos subtipos
Nivel arquitectural	Hueso cortical o trabecular
Nivel tisular	trabéculas y osteonas individuales
Nivel laminar	Láminas
Nivel ultra estructural	Componentes minerales y moléculas
Macroestructura	Hueso entero o representativo de ambos subtipos
Arquitectura	Bloques de hueso cortical o trabecular
Microestructura	trabéculas y osteonas individuales
Submicroestructura	Láminas, fibras grandes de colágeno
Ultra o nano estructura	Fibrillas y moléculas de colágeno

Fuente: (Caeiro *et al.*, 2013).

Para la realización del análisis biomecánico del hueso cortical se obtienen cilindros o cubos que contengan el número apto de sistemas de Havers y huecos intersticiales para poder ser considerado representativo. El límite superior de la dimensión de la muestra vendrá dado por la región anatómica de la que se ha tomado. Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de ensayo que se realice. Las propiedades pueden variar principalmente por la edad de la muestra y la región de donde es extraída (Caeiro *et al.*, 2013).

En la tabla 5 se muestran las propiedades mecánicas del hueso húmero, y en la tabla 6 el módulo de Young.

**Tabla 5. Propiedades mecánicas de rigidez del húmero**

Ensayo	Valores
Compresión	5.115,3 (N/mm)
Tracción	5.462,5 (N/mm)
Flexión anteroposterior	29,1 (N/mm)
Flexión lateromedial	20,8 (N/mm)
Torsión	16,9 (N/mm)
Cizalla lateromedial	7.621,4 (N/mm)

Fuente: (Roca Romalde, Lacroix, Caja López, Proubasta Renart, & Planell Estany, 2007).

**Tabla 6. Módulo de Young del húmero en ensayos mecánicas**

Ensayo	Módulo de Young
Indentación hueso nuevo	11 ± 1 Gpa
Indentación hueso viejo	6 ± 2 Gpa.

Fuente: (Bohner *et al.*, 2017).

Módulo de Young a Flexión es de  $156 \pm 1$  Mpa (Anisimova, Kiselevsky, Sukhorukova, Shvindina, & Shtansky, 2015).

Las propiedades a compresión, flexión y torsión del húmero son 125,5-130 Mpa, 145-156 Mpa y 46-53 Mpa respectivamente (Anisimova *et al.*, 2015).

Para el caso del hueso trabecular, el ensayo mecánico se lleva a cabo también en cilindros o cubos de este subtipo tisular, del tamaño adecuado para que el componente micro estructural no influya en las propiedades biomecánicas.

Las propiedades estructurales del hueso trabecular se determinan habitualmente mediante ensayos de tracción, flexión o compresión (Caeiro *et al.*, 2013).

El valor típico de módulo de Young para el hueso trabecular es de 75.5 MP y para el hueso cortical de 17.0 GPa, entre los 20 a 40 años es cuando el hueso presenta un módulo elástico mayor, a partir de los 50 años el hueso cortical disminuye su módulo elástico un 2% cada década (Juárez, 2010).

**Biocompatibilidad:** en la actualidad existen variedad de materiales para la construcción de prótesis, cada uno de estos con diferentes características y beneficios.

En el anexo E se puede apreciar la clasificación de algunos materiales y su aplicación en las partes del cuerpo (ver anexo E).

En el anexo F se puede observar la aplicación de algunos materiales biocompatibles (ver anexo F).

**Efecto bacteriológico:** se ha demostrado que, en la presencia de infecciones, el índice de la corrosión en implantes de tipo modular aumenta considerablemente. Una infección profunda ya sea inmediata o retardada, permanece como un problema latente sin mayor importancia, pero esto es un serio problema para los pacientes con algún tipo de implante, debido a que un material extraño contribuye a causar y complicar el tratamiento de las infecciones de los sistemas músculo-esqueléticos. (Reyes, 2005).



## CAPÍTULO 3

# ENDOPRÓTESIS DE HÚMERO

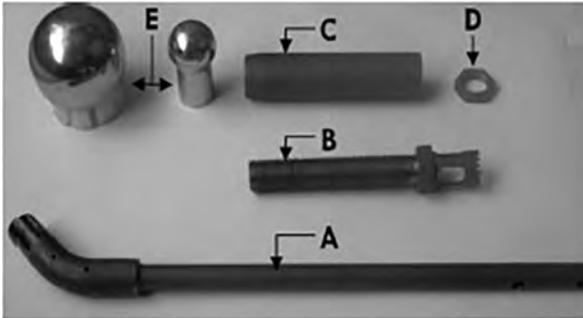
### 3.1 Características de la Endoprótesis

El Dr. Genaro Rico Martínez del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) diseñó una endoprótesis tumoral no convencional de húmero, con el propósito de lograr solventar las necesidades en la cirugía de los pacientes, brindando la conservación de la extremidad dañada y ofreciendo calidad de vida al paciente.

El diseño de la prótesis consta de un vástago con un extremo curvo en la parte superior, en el cual se acoplan dos cabezas modulares bipolares. En el vástago se coloca un espaciador con una corona ajustable, la cual se bloquea por medio de una tuerca. El sistema se complementa mediante el uso de pernos bloqueadores. En la figura 16 se puede observar las diferentes piezas que la componen, y en la figura 18 el implante puesto en el cuerpo (Juárez, 2010).

Actualmente existen diversos modelos de diseño de este tipo de prótesis, uno de estos se puede apreciar en la figura 17, pero ninguna con la capacidad de ajustarse al tamaño del corte del hueso, así como lo plantea el doctor Rico Martínez.

**Figura 16. Despiece de endoprótesis (RIMAG) no convencional para húmero**



Componentes:

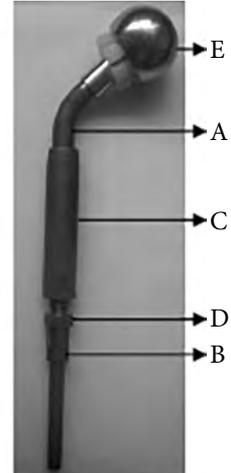
A. Vástago

B. Corona

C. Espaciador modular expandible

D. Tuerca

E. Cabeza humeral



Fuente: (Juaréz, 2010).

**Figura 17. Esquema implante en el brazo**



Fuente: ("Modular system," n.d.).

**Figura 18. Ubicación del implante**

Fuente: (Juárez, 2010).

### 3.2 Materiales para la fabricación de endoprótesis

Las endoprótesis empleadas en la cirugía se encuentran sometidas a condiciones mecánicas, biológicas y ambientales muy rígidas, por lo cual los materiales utilizados en su diseño y manufactura deben tener ciertas propiedades básicas indispensables como son: elasticidad, dureza y ductilidad, así como las características tribológicas, de baja fricción, bajo desgaste, biocompatibilidad y resistencia.

En la tabla 7 se puede apreciar la resistencia, módulo de elasticidad y elongación de algunos biomateriales más comunes.

**Nanomateriales:** son materiales en los cuales se encuentran partículas en nano escala, es decir: desde aproximadamente un nanómetro a 100 nanómetros. El nanómetro (nm) equivale a una milmillonésima parte de un metro ( $1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$ ) (Blamey y otros, 2015).

**Tabla 7. Propiedades mecánicas de los biomateriales**

Propiedades mecánicas de biomateriales			
	Resistencia (MPa)	Módulo de elasticidad (GPa)	Elongación (%)
<b>Metales</b>			
Aleación Cr-Cb	655	348	8
Acero inoxidable 316 LVM	850	210	10
Aluminio puro	300	70	60
Aleación Ti 6Al 4V	900	110	15
<b>Polímero</b>			
Cementos óseos	20	20	2-4
<b>Biológico</b>			
Hueso cortical	100-150	10-17	1-3
Hueso trabecular	20-75	73-76	2-4
Tendón, ligamento	20-35	2,0-4,04	10-25

Fuente: (Juárez, 2010).

### 3.2 Matrices

**Metales:** la biocompatibilidad de los metales está en función directa de su resistencia a la corrosión (que libera productos de corrosión) una vez se ha implantado. En un artículo se encargaron de estudiar ampliamente este fenómeno, para lo cual midieron los potenciales característicos y observaron que los metales con potenciales mínimos de + 300 milivoltios tienen una resistencia a la corrosión en rangos de biocompatibilidad. (Reyes, 2005).

Se ha demostrado que algunos metales como el cobalto, cobre, níquel y vanadio son tóxicos a las células, mientras que, dentro de ciertos límites, el hierro, aluminio o molibdeno no ocasionan grandes problemas al organismo. La diferencia estriba en que los metales tienen solubilidad a los productos de la oxidación y diferentes límites de toxicidad a la forma iónica de estos elementos. (Reyes, 2005).

En la tabla 8 se puede observar el potencial característico de diferentes materiales.

**Tabla 8. Potencial característico de diversos metales y aleaciones**

Metal	pc (mV)
Titanio niobio	+ 3.500
Tantalio platino oro	+ 1.850
Cromo	+ 1.650
Aleación a base de cobalto AISI 316 (× 5 Cr Ni Mo 18 10) zirconio	+ 1.450
AISI 302 (× 5 Cr Ni 18 9) NÍQUEL	+ 1.000
Tungsteno plata	+ 750
AISI 430 (× 8 Cr 17) AISI 410 (× 10 Cr 13) molibdeno cobre	+ 650
Vanadio cobalto	+ 480
Acero al carbón aluminio zinc	+ 320
Magnesio	+ 300

Fuente: (Reyes, 2005).

**Cerámicos:** los cerámicos se caracterizan por su toxicidad local y general, su escasa respuesta inflamatoria y su capacidad para incitar que se forme hueso a su alrededor.

Por otro lado, los cerámicos tienen amplias limitaciones en cuanto a sus propiedades mecánicas, ya que son quebradizos, poco elásticos y poco resistentes. Se emplea principalmente compuesto de calcio fosfatado, hidróxidos de aluminio e hidroxapatita. (Reyes, 2005).

**Polímeros:** son usados en la fabricación de prótesis el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), el poliacetal y las polisulfonas. Los materiales plásticos que están siendo utilizados escasamente son: el polietileno poroso, el tetrafluoretileno de carbono, el poliéster y el dacrón. Debido a su falta de resistencia mecánica, así como el hecho de que algunos de estos materiales desprenden partículas tóxicas, son algunos de sus inconvenientes para su empleo masivo en la fabricación de implantes. (Reyes, 2005).

**Polimetilmetacrilato:** desde mediados del siglo XIX se vienen realizando trabajos relacionados a la obtención del ácido acrílico (ácido 2-propenóico) y su correspondiente polímero, así como del ácido metacrilato (ácido 2-metil-2-propenóico) (García, 2010).

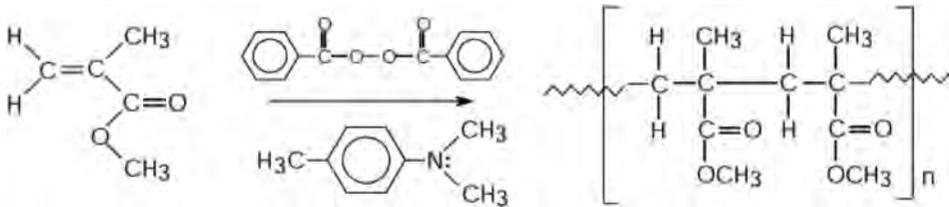
Fue patentado en 1933 y se trató de un nuevo material plástico transparente capaz de sustituir al vidrio, ya que tiene la ventaja de que no se astilla; a partir de la Segunda Guerra Mundial este plástico fue producido a escala industrial, en la

tabla 9 se muestran las ventajas de este cemento. El polimetilmetacrilato (PMMA) es compatible con el tejido humano haciéndolo un material importante para los trasplantes y prótesis, especialmente en el campo de la oftalmología debido a sus propiedades transparentes (Miriam Miranda Fernández, 2010).

El PMMA es un termoplástico amorfo que es ópticamente transparente, químicamente es un polímero sintético de metil-metacrilato. Este ofrece una alta relación peso-resistencia. En su estado natural es incoloro pero se puede pigmentar para obtener una infinidad de colores. Los nombres comerciales comunes del acrílico incluyen Plexiglas R, Lucite R, y Acrylite R. (Espinosa & Alberto, 2014).

El monómero es el metacrilato de metilo que, al polimerizar por adición debido a la presencia en su molécula de una doble ligadura mediante polimerización vinílica de radicales libres, forma el polimetilmetacrilato (PMMA) (Espinosa & Alberto, 2014). En la figura 19 se observa la síntesis del PMMA por radicales libres.

**Figura 19. Síntesis del PMMA por polimerización vinílica de radicales libre**



Fuente: (Espinosa & Alberto, 2014).

Estos polímeros se presentan como un conjunto formado por una parte sólida, usualmente en forma de perlas de poli (metacrilato de metilo) y una parte líquida, constituida por el monómero base metacrilato de metilo, ácido metacrílico o metacrilato de dietilaminoetilo como comonómeros y la N, N-dimetil-p-toluidina (activador de la reacción de polimerización). El iniciador es el que induce la apertura de los dobles enlaces en la molécula del metacrilato para generar radicales libres que reaccionen entre sí por adición, formando así la cadena del polímero. (Espinosa & Alberto, 2014).

De acuerdo con el modo de activación del PMMA (generación de radicales libres) se clasifica como: termo curable, auto curable y foto curado. En los termo curables la descomposición del iniciador en radicales libres bajo el calor inicia la cadena de propagación; para el caso de los auto curables, se activa mediante una reacción redox a temperatura ambiente, mientras que el foto curable se realiza mediante luz ultravioleta (Espinosa & Alberto, 2014).

**Tabla 9. Ventajas del polimetilmetacrilato**

Ventajas	Ventajas
Excelente claridad óptica, excelente dureza superficial.	Excelente resistencia a la intemperie y resistencia a la luz solar.
El termo formado aumenta la tenacidad biaxial.	Excelente estabilidad dimensional y baja contracción del molde.
Rígido con buena resistencia al impacto.	

Fuente: (Campo, n.d.).

El PMMA también es compatible con el tejido humano haciéndolo un material importante para los trasplantes y prótesis, especialmente en el campo de la oftalmología debido a sus propiedades transparentes (Gonzales, 2004).

En los usos actuales de este cemento se tiene como recubrimiento para endoprótesis, como uniones de articulaciones, como lentes de contacto y para la restauración dental.

### 3.3 Refuerzos

**Sílice:** es el nombre que reciben un grupo de minerales compuestos de silicio y oxígeno, los dos elementos más abundantes en la corteza terrestre. La forma más frecuente de presentación es en forma cristalina, y más raramente en estado amorfo. Las formas de sílice cristalina se presentan principalmente en cuatro formas: cuarzo, cristobalita, tridimita y trípoli, siendo la primera la más abundante. La otra forma de presentación, sílice amorfa, se encuentran principalmente en forma de tierra de diatomeas (Sílice, 2012).

**Nanopartículas de sílice:** las nanopartículas de sílice poseen alta estabilidad química y térmica, gran área superficial, alta estabilidad en suspensiones acuosas e inercia para el ambiente, transparencia, son poco apetecidas para los microbios y pueden actuar como una barrera, limitando el efecto del ambiente exterior en el núcleo de la partícula. Debido a la estabilización electrostática, la superficie de la sílice promueve la dispersión de las nanopartículas en solución acuosa; lo que lo hace adecuado para realizar bioensayos, es biológicamente inertes, biocompatibles y el Si-OH en la superficie, la hacen altamente funcionalizable (Jaramillo, 2013).

Las ventajas de las nanopartículas incluyen refuerzo eficiente con excelente resistencia mecánica, estabilidad térmica, reducción de la contracción, expansión térmica y estrés residual, mejor resistencia a la abrasión y propiedades ópticas y eléctricas mejoradas (Rahman & Padavettan, 2012).

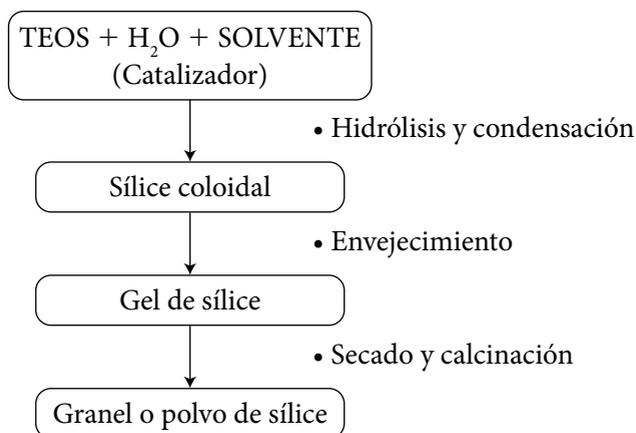
**Síntesis nanopartículas de sílice:** algunos de los métodos utilizados para sintetizar nanopartículas de sílice son micro emulsión inversa y síntesis de llama y el sol gel ampliamente utilizado. En micro emulsión inversa, las moléculas de tensioactivos disueltas en disolventes orgánicos forman micelas esféricas, en presencia de agua, los grupos de cabeza polar se organizan para formar micro cavidades que contienen agua, que a menudo se denomina micelas inversas. En la síntesis de nanopartículas de sílice, las nanopartículas se pueden cultivar dentro de las microcavidades controlando cuidadosamente la adición de alcóxidos de silicio y catalizador al medio que contiene micelas inversas, los inconvenientes principales del enfoque de micro emulsión inversa son coste elevado y dificultades en la eliminación de tensioactivos en los productos finales (Rahman & Padavettan, 2012).

Las nanopartículas de sílice también pueden producirse mediante la descomposición de llama de alta temperatura de precursores metal-orgánicos, este proceso también se conoce como condensación de vapor químico (CVC). En un proceso CVC típico, nanopartículas de sílice se producen por reacción de tetracloruro de silicio,  $\text{SiCl}_4$  con hidrógeno y oxígeno. La dificultad en el control del tamaño de las partículas, la morfología y la composición de fase es la principal desventaja de la síntesis de llama, Sin embargo, este es el método prominente que se ha utilizado para producir comercialmente nanopartículas de sílice en forma de polvo (Rahman & Padavettan, 2012).

**Método sol-gel:** el método sol-gel es un proceso químico húmedo para producir principalmente nanomateriales desde bloques de construcción tales como el tetraedro de silicato y metales. Se parte de una solución química o sol que actúa como precursor de una red integrada ya sea de partículas discretas o de una red de polímeros. Los precursores típicos del proceso sol-gel son los alcóxidos metálicos y los cloruros metálicos, que sufren varias reacciones de hidrólisis y poli condensación para formar una dispersión coloidal, que luego de una polimerización lenta forma un gel (Zanella, 2012).

Este proceso implica principalmente hidrólisis y condensación de precursores, secado y estabilización. Controlando los parámetros de procesamiento, las propiedades de materiales tales como morfología y la composición. El proceso sol-gel puede tener lugar en condiciones ácidas o básicas, y tales condiciones afectan las propiedades de los materiales resultantes. Por simplemente cambiar el pH del disolvente. (Rahman & Padavettan, 2012). En la figura 20 se puede observar el diagrama de flujo del proceso sol-gel.

Figura 20. Diagrama de flujo del proceso sol-gel



Fuente: Espinosa & Alberto, 2014.

El proceso sol-gel, una técnica frecuentemente usada para la preparación de las nanopartículas de sílice (SNPS), involucra el desarrollo de redes a través de la disposición de una suspensión coloidal (sol) y gelificación para formar un sistema en fase líquida continua (gel). Un sol es básicamente una dispersión de partículas coloidales (1-100 nm) en un líquido y un gel es una red rígida interconectada con poros de dimensiones submicrométricas y cadenas poliméricas. El proceso sol-gel, dependiendo de la naturaleza de los precursores, se pueden dividir en dos clases, a saber, precursores inorgánicos (cloruros, nitratos, sulfuros, etc.) y alcóxidos precursores. Los precursores ampliamente utilizados son tetrametoxisilano y tetraetoxisilano. En este procedimiento, la reacción de alcóxidos metálicos y agua, en presencia de ácido o base forma una solución de una fase que pasa por una transición de solución a gel para formar un rígido, dos fases del sistema compuesto de óxidos metálicos sólidos y poros llenos de disolvente. Las propiedades físicas y electroquímicas de los materiales resultantes dependen en gran medida del tipo de catalizador utilizado en la reacción. En el caso de alcóxidos de sílice, la reacción catalizada por ácido da como resultado un ligamiento débilmente reticulado (Singh *et al.*, 2014).

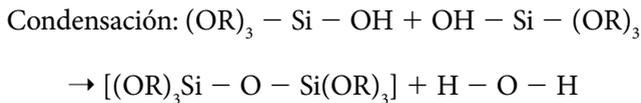
Polímeros lineales: estos polímeros se entrelazan y forman ramas que conducen a la gelificación. Considerando que la reacción catalizada por rápida hidrólisis y condensación de alcóxidos silanos, forma racimos (Singh *et al.*, 2014).

Esta diferencia en la formación de conglomerados se debe a la solubilidad de los óxidos metálicos en medio de reacción. La solubilidad del silicio óxido es más en el metal alcalino, lo que favorece la interconexión de sílice en racimos más que el medio ácido. Un procedimiento general de sol-gel incluye cuatro etapas, a saber, hidrólisis, condensación, crecimiento y agregación (Singh *et al.*, 2014).



Fuente: (Singh *et al.*, 2014).

La hidrólisis completa para formar  $\text{M}(\text{OH})_4$  es muy difícil de conseguir. En su lugar, puede producirse condensación entre dos grupos  $-\text{OH}$  o  $\text{M}-\text{OH}$  y un grupo alcoxi para formar oxígeno y un agua o alcohol. Una reacción de condensación entre dos  $-\text{OH}$  con la eliminación del agua se muestra a continuación (Singh *et al.*, 2014).



Fuente: (Singh *et al.*, 2014).

La reacción de condensación entre dos especies de metal hidroxilado conduce a enlaces  $\text{M}-\text{O}-\text{M}$  después de la liberación de agua (oxolación). La reacción entre un hidróxido y un alcóxido conduce a formar enlaces  $\text{M}-\text{O}-\text{M}$  siguientes liberación de un alcohol (alcoxolación). La hidrólisis y las reacciones de poli condensación se inician en numerosos sitios y la cinética de las reacciones son complejas. Cuando se forma un número suficiente de  $\text{M}-\text{O}-\text{M}$  interconectados en una región particular, interactúan cooperativamente para formar coloides o un sol. Con el tiempo, las partículas coloidales se unen para formar una red tridimensional (Singh *et al.*, 2014).

**Métodos para dispersar nanopartículas de Sílice en matriz de polímeros:** las técnicas utilizadas comúnmente para la producción de nano compuesto sílice-polímero pueden clasificarse en tres clases: mezcla en solución, proceso de polimerización *in situ*, y procesos de mezcla en fusión. La solución y los procesos de polimerización *in situ* suelen producir niveles más altos de dispersión de nanopartículas. Sin embargo, el proceso de mezcla en estado fundido se ve favorecido por su compatibilidad con las instalaciones industriales actuales. Además, la ausencia de disolventes hace que el proceso sea ambientalmente benigno y económicamente favorable. En los procesos de mezcla en fusión, las moléculas de polímero aumentan la movilidad a través de una entrada de energía térmica y se mezclan mecánicamente con las cargas. De hecho, el mezclado en fusión es la técnica más favorecida para preparar los nanos compuestos contemporáneos basados en el IMC. Por lo general se emplean agitadores mecánicos o homogeneizadores de alta velocidad para facilitar el mezclado homogéneo de cargas dentro de las masas fundidas de polímero. Además, la ultrasonificación también se utiliza comúnmente para dispersar eficazmente las nanopartículas dentro de la matriz polimérica. Por lo tanto, una dispersión homogénea de nanofillers a través del proceso de mezcla en fusión sigue siendo un aspecto desafiante en los materiales compuestos de polímero de preparación (Rahman & Padavettan, 2012).

## 3.4 Caracterización del material nanoreforzado o nanocompuesto

Para la caracterización del nano compuesto se llevan a cabo diferentes ensayos a nivel de laboratorio algunos de los cuales se describen a continuación.

### 3.4.1 Mediante ensayos mecánicos

**Ensayos mecánicos:** son una serie de pruebas que se utilizan para comprobar cuál es la respuesta que ofrecen ciertos materiales al ser manipulados. Mediante distintos esfuerzos mecánicos se fuerza al límite el material, de esta forma se puede comprobar cuál es la resistencia que presentan. Estas pruebas comprenden ensayos como los de dureza, compresión, tracción, flexión (“Ensayos mecánicos: Tipos y funciones”, S.F).

**Ensayo de compresión:** este tipo de ensayo es usado para conocer el comportamiento de los materiales cuando son sometidos a cargas o fuerzas de compresión su comportamiento ante fuerzas o cargas de compresión. El ensayo se realiza sobre una muestra del material en forma normalmente cilíndrica, en una máquina universal de ensayo; al terminar el ensayo se obtiene una curva de tensión aplicada frente a deformación longitudinal unitaria producida (Universitat Jaume I - Castellón - España, n.d.-a).

**Ensayo de tracción:** en este tipo de ensayo se somete a esfuerzos de tracción una probeta que esté de acuerdo a las normas que rijan a este material hasta que este alcanza su punto de ruptura. Las probetas tienen un ensanchamiento en sus extremos par a permitir que sea fijada en la maquina universal. La máquina universal aplica un esfuerzo sobre la probeta para alargarla midiendo el alargamiento que se produce y el esfuerzo aplicado. A partir de estos datos se genera una gráfica que representa la tensión frente a la deformación longitudinal unitaria de la probeta. (Universitat Jaume I, 2014b).

**Ensayo de flexión:** el ensayo de flexión se usa para determinar las propiedades de los materiales frágiles en tensión. Se pueden observar un módulo de elasticidad y una resistencia a la flexión (Similar a la resistencia a la tensión). El ensayo de flexión se basa en la aplicación de una fuerza al centro de una barra soportada en cada extremo, para determinar la resistencia del material hacia una carga estática o aplicada lentamente (Blanco, 2000).

**Ensayo de dureza:** dureza Rockwell: en las normas ISO 2039-2 y ASTM D 785 se determinan diferentes escalas de dureza Rockwell para el ensayo de materiales plásticos. A diferencia del ensayo de dureza mediante indentación por bola, a través del cual se mide la profundidad de penetración bajo carga, el método Rockwell mide

la profundidad de penetración en una precarga determinada. Existen diferentes indentadores, según las distintas escalas de Rockwell (“Ensayos de dureza en materiales plásticos,” n.d.).

En el anexo G se puede apreciar escalas y cargas de las pruebas de dureza.

### **3.4.2 Normas para la realización de los diferentes ensayos**

**ASTM:** por sus siglas Asociación Americana de Ensayo de Materiales, esta asociación radicada en Estados Unidos se encarga de probar la resistencia de los materiales para la construcción de bienes (ASTM, SF).

**ASTM D785:** método de prueba estándar para la dureza Rockwell de materiales plásticos y aislantes eléctricos. Este método de ensayo cubre dos procedimientos para probar la dureza de indentación de los plásticos y los materiales aislantes eléctricos de plástico relacionados mediante el comprobador de dureza Rockwell (ASTM D785 - 08, 2015).

**ASTM D638-10:** describe el método para realizar ensayos a tensión en materiales plásticos (Arango Ospina, 2014).

**ASTM D790-10:** la cual describe el método para realizar ensayos de flexión en materiales plásticos (Arango Ospina, 2014).

**ASTM D695-15:** método de prueba estándar para las propiedades de compresión de los plásticos rígidos (Radar, Resistivity, Forensic, Methods, & Ireland, 1992).

#### **3.4.2.1 Mediante microscopia**

**Microscopia electrónica de barrido SEM-EDX (Scanning Electron Microscopy - Energy Dispersive X-ray spectroscopy):** la microscopia electrónica de barrido o SEM se basa en el principio de la microscopia óptica en la que se sustituye el haz de luz por un haz de electrones, con esto se consigue hasta los 100 Å, resolución muy superior a cualquier instrumento óptico. Su funcionamiento consiste en hacer incidir un barrido de haz de electrones sobre la muestra, la muestra (salvo que ya sea conductora) está generalmente recubierta con una capa muy fina de oro o carbón, lo que le otorga propiedades conductoras (Vega, SF).

Al alcanzar el haz la superficie de la muestra se generan principalmente las siguientes partículas: electrones retro dispersados ( $e_1$ ), electrones secundarios ( $e_2$ ), además de radiación electromagnética (rayos X) y otras partículas menos significativas (Vega, SF).

El microscopio se encuentra internamente equipado con unos detectores que recogen la energía y la transforman en las siguientes imágenes y datos:

- » Detector de electrones secundarios: (SEI - *Secondary Electron Image*) con los que se obtiene las imágenes de alta resolución.
- » Detector de electrones retrodispersados: (BEI - *Backscattered Electron Image*) con menor resolución de imagen, pero mayor contraste para obtener la topografía de la superficie.
- » Detector de energía dispersiva: (EDS - *Energy Dispersive Spectrometer*) detecta los rayos X generados y permite realizar un análisis espectro gráfico de la composición de la muestra.

La microscopía electrónica de barrido cuenta con diversidad de usos que van desde la industria petroquímica o la metalurgia hasta la medicina forense (Vega, SF).

Con el uso de esta herramienta en los materiales se puede caracterizar microestructura de los materiales, identificación, análisis de fases cristalinas y transiciones de fases en diversos materiales tales como metales, cerámicos, materiales compuestos, semiconductores, polímeros y minerales, además composición de superficies y tamaño de grano, valoración del deterioro de materiales, determinación del grado de cristalinidad, presencia de defectos, identificación del tipo de degradación: fatiga, corrosión, fragilización, entre otros (EcuRed, SF).

### 3.4.2.2 Mediante ensayo de composición química

**Espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR):** esta técnica proporciona un espectro de reflexión de las bandas de los grupos funcionales de las sustancias inorgánicas y orgánicas, por lo cual es posible realizar una identificación de los materiales. El principio de funcionamiento de esta espectroscopia se basa en la excitación de los modos de vibración y rotación de los enlaces entre los átomos al ser irradiados con un haz de luz infrarroja. Cada molécula, según las características de sus enlaces absorberá radiación de una o varias longitudes de onda específicas por lo que podrá ser identificada. Los espectros de absorción, emisión y reflexión en el infrarrojo, de especies moleculares, se pueden explicar asumiendo que todos son el resultado de los distintos cambios energéticos producidos en las transiciones de las moléculas de unos estados de energía vibracionales y rotacionales a otros (Universidad Nacional de la Plata, 2012).

La región infrarroja se divide en tres regiones denominadas infrarrojo cercano (NIR), infrarrojo medio (MIR) e infrarrojo lejano (FIR). (Resumen espectroscopia infrarroja, S.F.).

La espectroscopia infrarroja se usa para la identificación y el estudio de los grupos funcionales de las moléculas que componen el material a analizar. Las mediciones se realizan con un espectrómetro, con el cual se pueden analizar sólidos en polvo, sólidos rígidos, plásticos, materiales elásticos y líquidos. La ventaja de este equipo es que no es necesario preparar la muestra para la medida, el material a analizar se deposita directamente en la lente. El espectro se obtiene en un intervalo de número de onda entre 450 y 4000  $\text{cm}^{-1}$  con una resolución de 4  $\text{cm}^{-1}$ . (Resumen espectroscopía infrarroja, S.F.).

## CAPÍTULO 4

# DESARROLLO DEL MATERIAL PROPUESTO PARA LA ENDOPRÓTESIS

En este capítulo se presenta el desarrollo del material compuesto por PMMA reforzado con nanopartículas de sílice.

### **4.1 Fase I: Ensayos mediante análisis experimental**

#### ***4.1.1 Consideraciones generales del polimetilmetacrilato reforzado de nanopartículas sílice***

La revisión de la literatura permitió establecer el potencial del PMMA para ser utilizado como cemento óseo, y los resultados obtenidos en trabajos anteriores donde se utilizaron nanopartículas de sílice para reforzar materiales compuestos permitieron definir los parámetros iniciales para realizar análisis experimental del material propuesto (ver anexo B).

#### ***4.1.2 Síntesis, funcionalización y selección de las nanopartículas de sílice como refuerzo***

A continuación, se detallan los procedimientos para la obtención del material reforzante.

#### 4.1.2.1 Síntesis de las nanopartículas mediante método sol-gel

Las nanopartículas de sílice se obtuvieron vía sol-gel, utilizando una la relación molar 1:4:4 de TEOS:  $\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}$ :  $\text{H}_2\text{O}$  como se especifica en la tabla 13 y en el orden que se muestra en la figura 23, la mezcla se agitó por una hora en agitador magnético a 600 rpm para garantizar la generación de los soles como se observa en la figura 21; posteriormente se secó en un horno tipo mufla a  $80\text{ }^\circ\text{C}$  para generar el gel, finalmente una parte del gel se calcinó en un crisol a  $450\text{ }^\circ\text{C}$  por una hora y la otra parte se secó a  $100\text{ }^\circ\text{C}$  por 12 horas en un horno, sin calcinación solo se mace-raron. Se evaluó el efecto de la calcinación como efecto aglomerante y sinterizaste.

**Figura 21. Síntesis de nanopartículas de sílice**

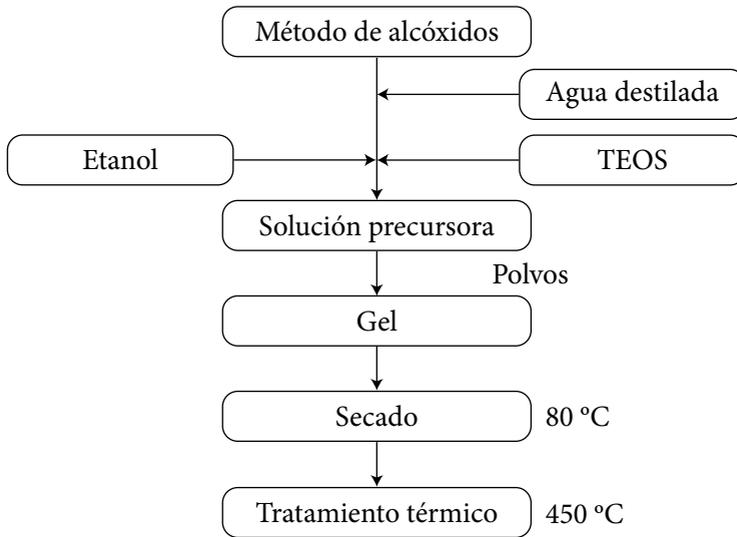


Fuente: elaboración propia.

**Tabla 10. Cantidad volumétrica de los reactivos**

Reactivos	Cantidad volumétrica (ml)
Tetraetilortosilicato (TEOS): $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$	20,54
Etanol: $\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}$	21,05
Agua: $\text{H}_2\text{O}$	4,09

Fuente: elaboración propia.

**Figura 22. Proceso sinterización nanopartículas de sílice**

Fuente: elaboración propia.

#### 4.1.2.2 Funcionalización de las nanopartículas de sílice

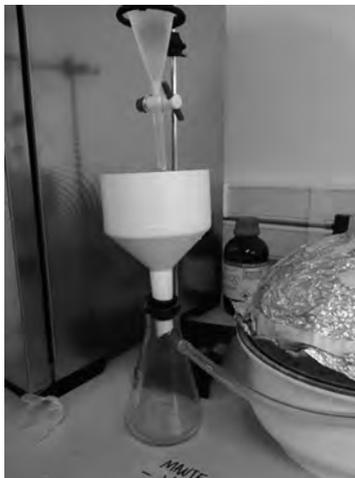
Posterior a la síntesis de las nanopartículas de sílice, calcinadas y sin calcinar, se procedió a funcionalizarlas con el grupo carboxílico el cual según literatura era más apto para la formación de enlaces de la matriz con el refuerzo, la funcionalización se realizó mediante dos métodos encontrados.

**Método 1:** Se depositaron en un recipiente Erlenmeyer 500 mg de nanopartículas de sílice (calcinadas y sin calcinar según correspondiera) en una mezcla homogénea de una relación volumétrica 1:1 de ácido sulfúrico y de ácido nítrico, el recipiente se colocó sobre un agitador magnético a 60 °C y 400 rpm durante 3 horas, el montaje se realizó en una campana de gases y con ayuda de un tubo condensador de reflujo para evitar la pérdida de las nanopartículas por la evaporación del líquido. En la figura 23 se puede observar el montaje del procedimiento en el laboratorio.

**Figura 23. Montaje funcionalización método 1**

Fuente: elaboración propia.

Posteriormente, con ayuda de un embudo Gibson, se lavó la solución con agua desionizada y se filtró con un papel filtro hasta que obtuviera un pH de 5. En la figura 24 se puede apreciar el montaje para el lavado de las nanopartículas.

**Figura 24. Lavado de las nanopartículas**

Fuente: elaboración propia.

Las nanopartículas de sílice con agua se llevaron al horno a temperatura de 70 °C durante 4 horas para su secado y posteriormente ser usadas como refuerzo, las nanopartículas obtenidas se exponen en la tabla 14.

**Tabla 11. Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final**

Nanopartícula	Nomenclatura	Peso obtenido
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol-gel sin calcinar y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	SC1-SiO <sub>2</sub> -COOH	421 mg
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol-gel calcinada y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	C1-SiO <sub>2</sub> -COOH	408 mg

Fuente: elaboración propia.

**Método 2:** Las nano partículas se mezclaron en una solución de H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> con una relación de 7:3 v/v 500 mg de partículas de nano sílice (calcinadas y sin calcinar según correspondiera); para su lavado, esta solución se llevó al horno tipo mufla durante 3 horas a 90 °C, posteriormente la mezcla se colocó en centrifugación a 4000 rpm durante 15 minutos para separar las partículas del líquido.

Posteriormente, las partículas se lavaron con agua y acetona hasta lograr un pH = 5, consecutivamente se introdujeron las en una solución de MEMO (3-Metacriloxipropiltrimetoxisilano) de  $5 \times 10^{-3}$  M diluido en acetona y agua con una relación v/v 5:1 y se colocaron durante 3 horas en agitación magnética a 400 rpm.

Finalizado este proceso se lavaron las nanopartículas con etanol y acetona una sola vez, y se llevaron a una solución de 20 ml de Dimetilformamida (DMF), se les adicione a esta solución ácido succínico 0,1 M en 20 ml de DMF y se colocó durante 24 horas en el agitador magnético a una velocidad de 400 rpm.

Luego, se lavaron las nanopartículas de sílice con etanol y se centrifugo a 4.000 rpm durante 10 min para separarlas del líquido, por último, se dejaron secar en el horno a 40 °C durante 2 horas para su posterior uso, las nanopartículas obtenidas se exponen en la tabla 15.

**Tabla 12. Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final**

Nanopartícula	Nomenclatura	Peso obtenido
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol-gel sin calcinar y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	SC2-SiO <sub>2</sub> -COOH	342 mg
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol-gel calcinada y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	C2-SiO <sub>2</sub> -COOH	313 mg

Fuente: elaboración propia.

### 4.1.3 Caracterización de las nanopartículas de $\text{SiO}_2$

Las nanopartículas de sílice se caracterizaron a través de pruebas morfológicas y de composición química por medio de pruebas de Infrarrojo por Transformada de Fourier (TFIR) y Microscopia Electrónica de Barrido (SEM-EDS).

#### 4.1.3.1 Pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM - EDS

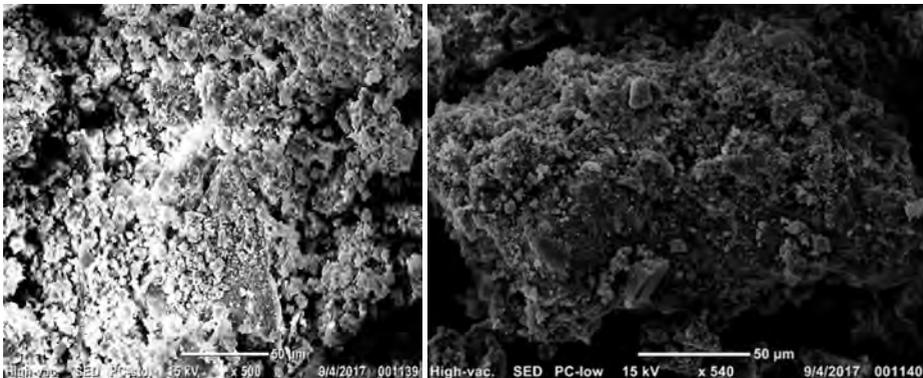
Cada una de las muestras de nano sílice se dispersaron en 2 ml de etanol y se sometieron por 2 horas, una gota de cada una de las soluciones fue puesta sobre una cinta de carbono en el porta muestras y luego secada a  $100^\circ\text{C}$  en horno tipo muffla; consecutivamente se les realizó un Sputtering con oro, es decir, se formó una película delgada de sobre cada una de las muestras para volver el material conductor y poder realizar el ensayo SEM.

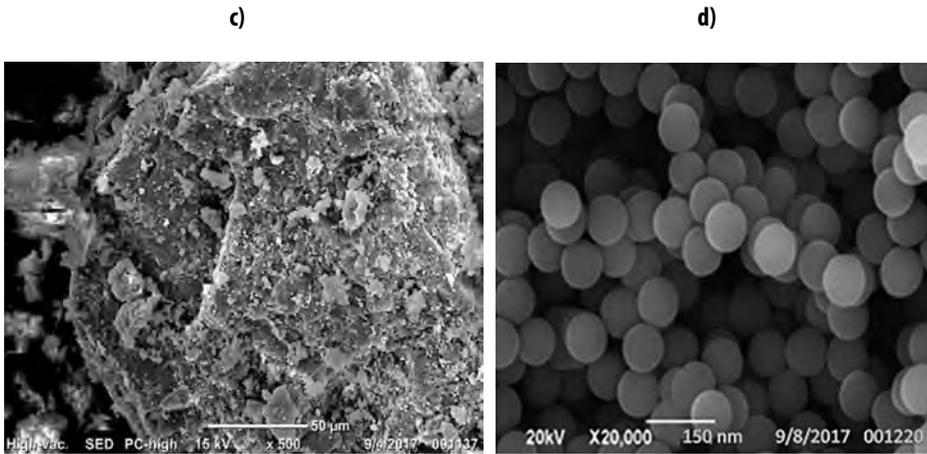
En la figura 25 se puede observar los resultados de la microscopia realizados a las diferentes nanopartículas calcinadas y calcinadas funcionalizadas por método 1 y 2, y en la figura 26 se muestran las nanopartículas de sílice sin calcinar funcionalizadas por método 1 y 2.

**Figura 25. SEM  $\text{SiO}_2$ , A)  $\text{C-SiO}_2 \times 500$ , B)  $\text{C1-SiO}_2\text{-COOH} \times 500$ , C)  $\text{C2-SiO}_2\text{-COOH} \times 500$ , D)  $\text{C-SiO}_2 \times 20.000$**

a)

b)

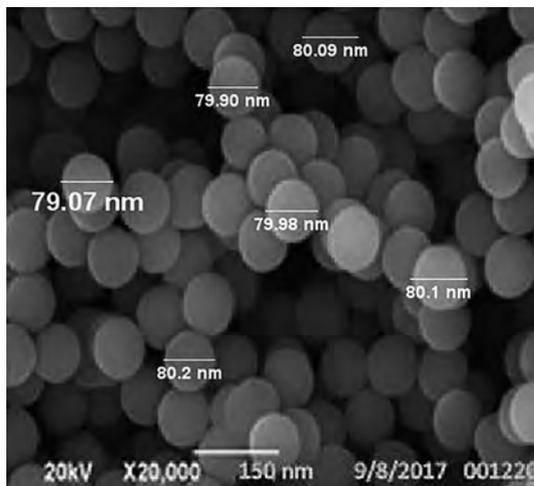




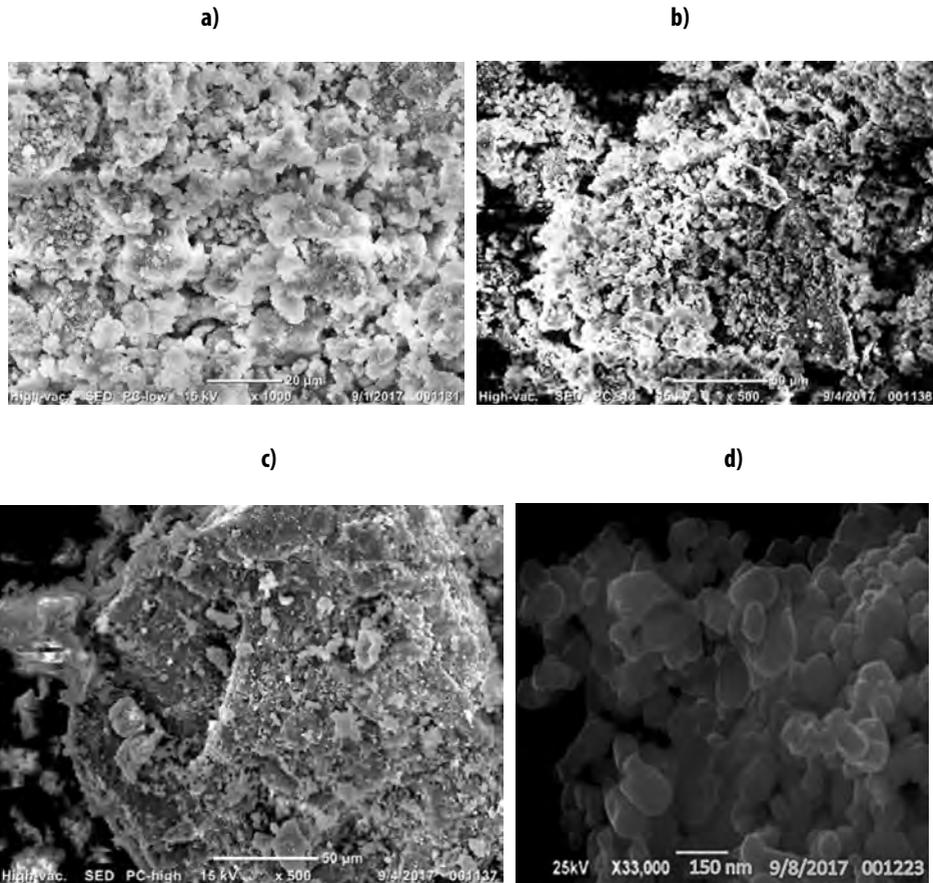
Fuente: autores del proyecto.

En la figura 25 a se muestra una imagen SEM de las nanopartículas de sílice calcinadas y se manifiesta el alto contenido de sílice debido al brillo de los elementos de alto peso molecular; sin embargo, en la figura 25b y 25c, aunque es la misma muestra, disminuye el brillo en apariencia de la muestra que puede deberse a la presencia de grupos carboxílicos que posteriormente se verifican en los EDS y FTIR. En la figura 25d se muestra la morfología esférica de las nanopartículas de sílice a 20.000 magnificaciones, se puede apreciar que las nanopartículas son uniformes y homogéneas, el tamaño promedio de las nanopartículas calcinadas es de 80 nm el cual fue medido en el software Imagen J como se puede apreciar en la figura 27.

**Figura 26. Medición del tamaño de la nanopartícula C-SiO<sub>2</sub>**

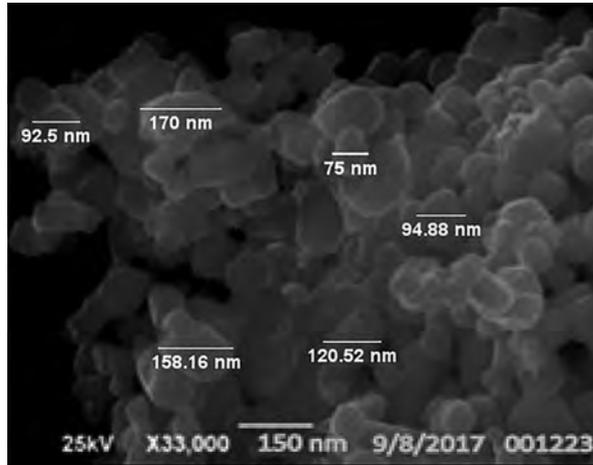


Fuente: elaboración propia.

**Figura 27. SEM  $\text{SiO}_2$ . A)  $\text{SC-SiO}_2$ , B)  $\text{SC1-SiO}_2\text{-COOH}$ , C)  $\text{SC}_2\text{-SiO}_2\text{-COOH}$ , D)  $\text{SC-SiO}_2 \times 20.000$** 

Fuente: elaboración propia.

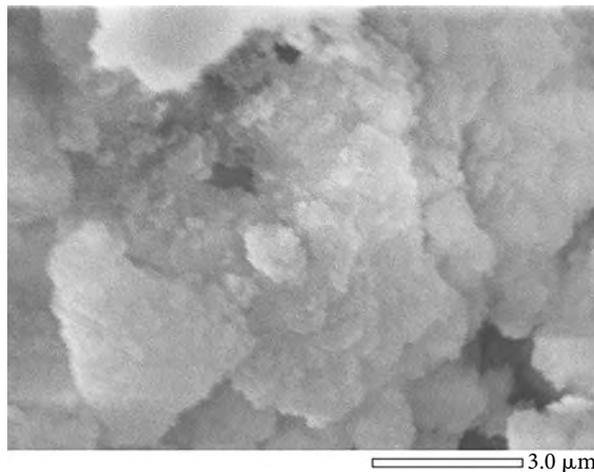
En la figura 27a se muestra una imagen SEM de las nanopartículas de sílice sin calcinar, y se manifiesta el alto contenido de sílice debido al brillo de los elementos de alto peso molecular; sin embargo, en la figura 27b y 27c, aunque es la misma muestra, también disminuye el brillo en apariencia de la muestra y también puede deberse a la presencia de grupos carboxílicos que posteriormente se verifican en los EDS y FTIR, En la figura 27d se muestra las nanopartículas de sílice sin calcinar las cuales muestran una apariencia no homogénea, amorfa, y se encuentran aglomeradas por lo cual no tienen un tamaño promedio de nanopartícula, se midió el tamaño en el software ImagenJ como se puede apreciar en la figura 28.

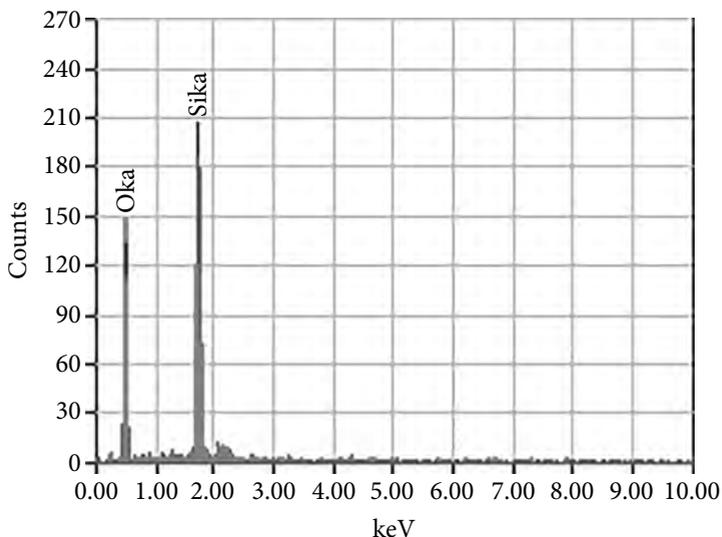
**Figura 28. Medición del tamaño de la nanopartícula SC-SiO<sub>2</sub>**

Fuente: elaboración propia.

Al comparar la sílice calcinada con la sílice sin calcinar, se observa que las nanopartículas de sílice sin calcinar se encuentran más aglomeradas, con estructuras más amorfas y semi cristalinas, incluso fue de más difícil detección en el SEM, esto puede deberse también a la falta de eliminación de cadenas orgánicas producto de la hidrólisis del etanol y del TEOS, por la falta de la calcinación.

En la figura 29 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en la nanopartícula de sílice sin calcinar (SC-SiO<sub>2</sub>).

**Figura 29. Resultados caracterización EDS SC- SiO<sub>2</sub>. A) Área de análisis, B) Resultados****a) Área de análisis**

**b) Resultados**

Fuente: elaboración propia.

En la tabla 13 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de  $\text{SiO}_2$  sin calcinar.

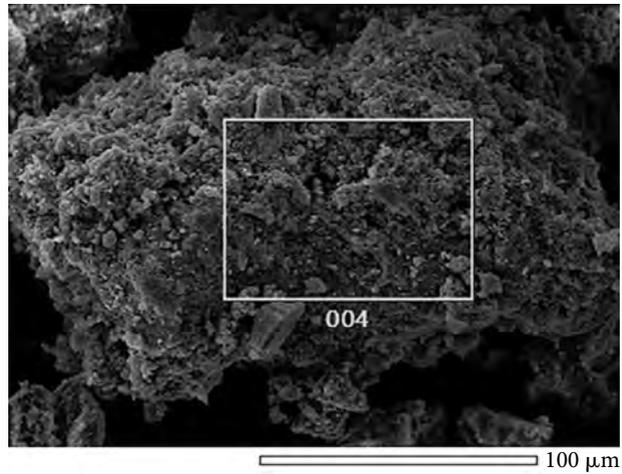
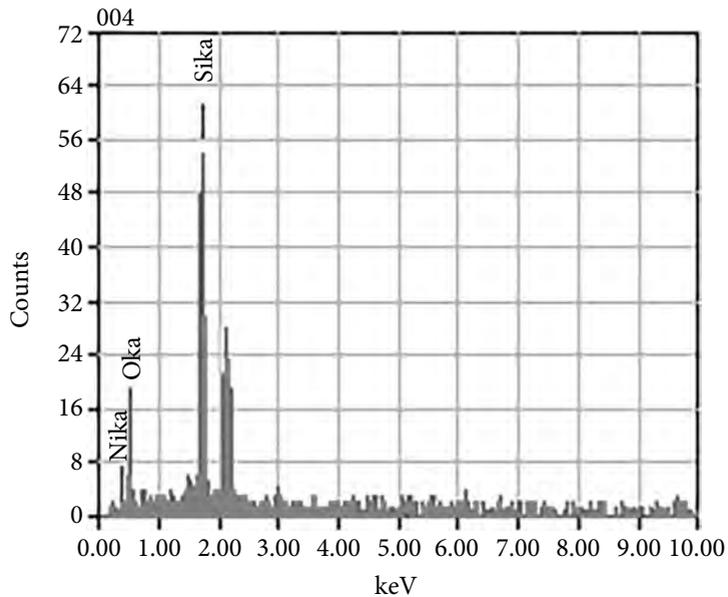
**Tabla 13. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice sin calcinar**

Elemento	Átomo %
Oxígeno	76.05
Silicio	23.95

Fuente: elaboración propia.

Observando las proporciones de la tabla se nota que la relación de oxígeno respecto al silicio para la formación de  $\text{SiO}_2$  se encuentra superior a la relación molar correspondiente, esto puede deberse a la presencia de  $\text{H}_2\text{O}$  y  $\text{OH}$  y/o eliminación de cadenas orgánicas producto de la hidrólisis del etanol y del TEOS.

En la figura 30 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice  $\text{SC1-SiO}_2\text{-COOH}$ .

**Figura 30. Resultados caracterización EDS SC1-SiO<sub>2</sub>-COOH. A) Área de análisis, B) Resultados****a) Área de análisis****b) Resultados**

Fuente: elaboración propia.

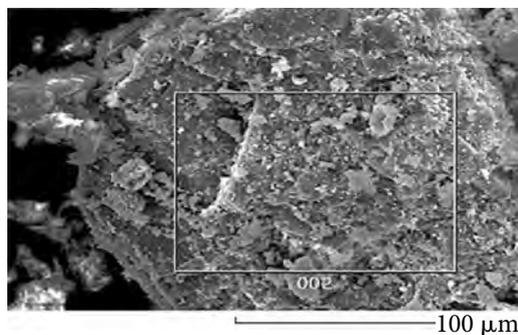
En la tabla 14 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de SC1-SiO<sub>2</sub>-COOH.

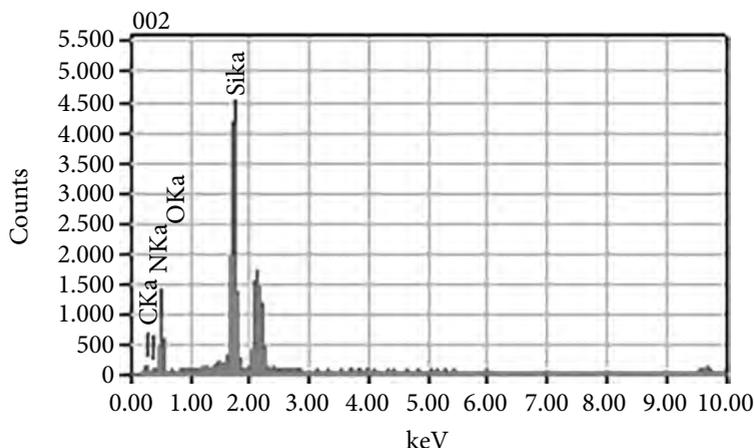
**Tabla 14. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice (SC1-SiO<sub>2</sub>-COOH)**

Elemento	Átomo %
Oxígeno	58.31
Silicio	28.89
Carbono	12.80

Fuente: elaboración propia.

Se puede ver la presencia de carbono debido a la funcionalización de la sílice con el ácido carboxílico (COOH), la proporción de carbono con silicio no es la ideal debido a que pudieron presenciarse diferentes contaminantes en la muestra por la no calcinación la cual interfiere en la formación de COOH sobre el SiO<sub>2</sub>, algunas de las especies carbonosas (CO, COH, CH) formadas del carbono adicionado, con los contaminantes pueden contener bajos pesos moleculares y ser volatilizables por el proceso de secado, en la figura 31 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en la nanopartícula de sílice sin calcinar funcionalizadas con ácido carboxílico por el método 2. (SC<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub>-COOH).

**Figura 31. Resultados caracterización EDS SC<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub>-COOH A) Área de análisis, B) Resultados****a) Área de análisis**

**b) Resultados**

Fuente: elaboración propia.

En la tabla se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de  $\text{SiO}_2$  sin calcinar funcionalizado con el grupo carboxílico por el método 2.

**Tabla 15. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice sin calcinar funcionalizada grupo carboxílico**

Elemento	Átomo %
Oxígeno	46.80
Silicio	19.46
Carbono	21.46

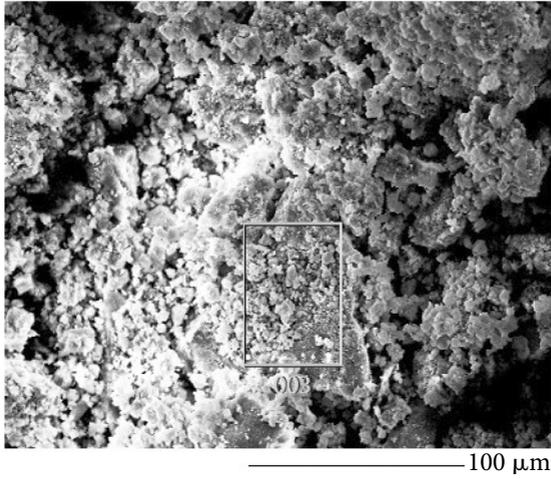
Fuente: elaboración propia.

Al observar las proporciones de la tabla se nota que la relación de oxígeno respecto al silicio para la formación de  $\text{SiO}_2$  se encuentra superior a la relación molar correspondiente, producto de los oxígenos para la formación del carboxílico, también se puede percibir la presencia de carbono debido a la funcionalización del sílice con el ácido carboxílico, en una proporción molar igual al del silicio, lo cual da buenos indicios de la formación del ácido carboxílico, de la cual se puede concluir que dicha funcionalización si llevo lugar.

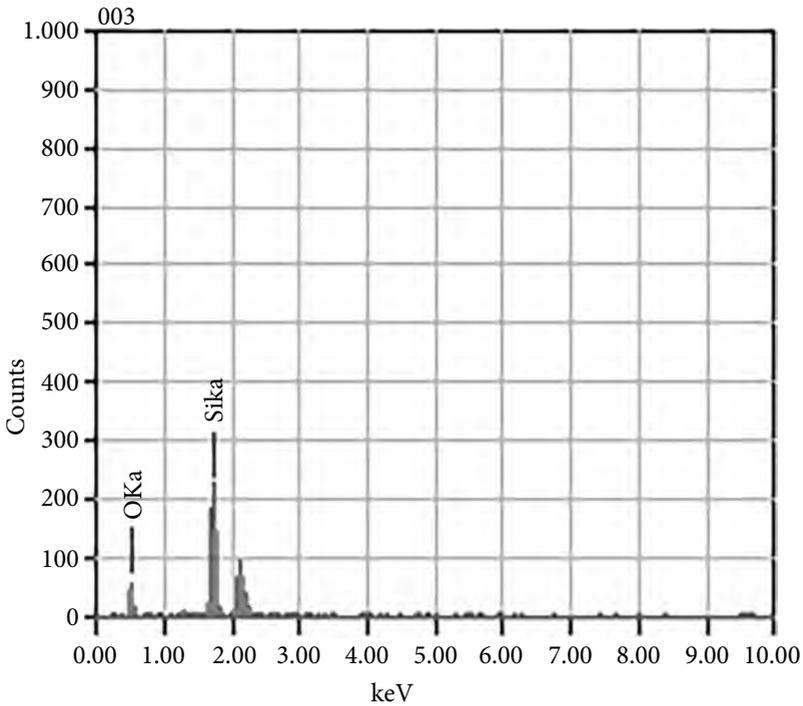
En la figura 32 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice calcinado C- $\text{SiO}_2$ .

Figura 32. Resultados caracterización EDS C-SiO<sub>2</sub>. A) Área de análisis, B) Resultados

a) Área de análisis



b) Resultados



Fuente: elaboración propia.

En la tabla 16 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C-SiO<sub>2</sub>.

**Tabla 16. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice calcinadas C-SiO<sub>2</sub>**

Elemento	Átomo %
Oxígeno	64.89
Silicio	32.11

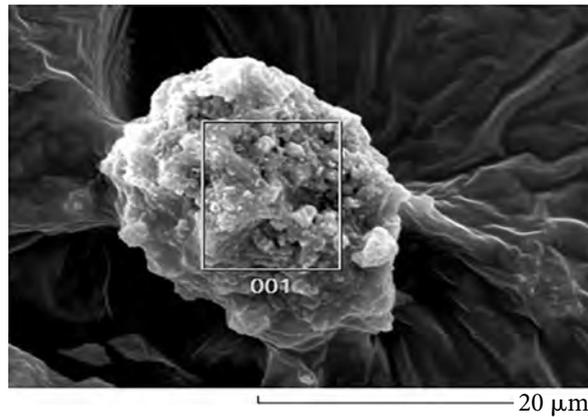
Fuente: elaboración propia.

Se observa que las proporciones de la tabla se nota que la relación molar de oxígeno respecto al silicio es la ideal para la formación de la sílice cristalina, por cada dos átomos de oxígeno uno de silicio.

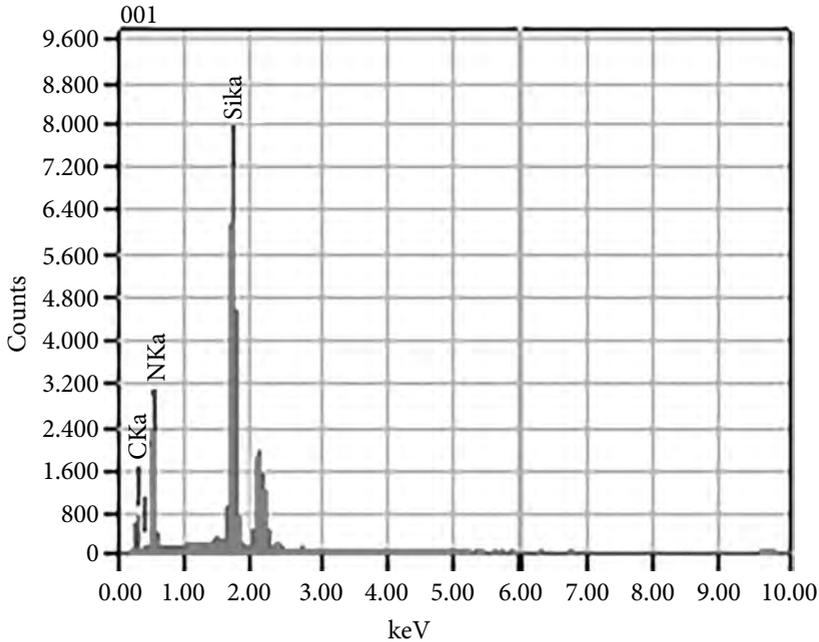
En la figura 33 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice C1-SiO<sub>2</sub>-COOH.

**Figura 33. Resultados caracterización EDS C1-SiO<sub>2</sub>-COOH. A) Área de análisis, B) Resultados**

**a) Área de análisis**



## b) Resultados



Fuente: elaboración propia.

En la tabla 17 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C1-SiO<sub>2</sub>-COOH.

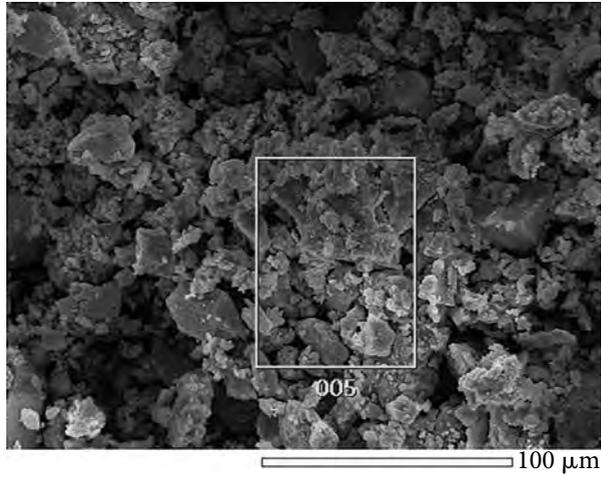
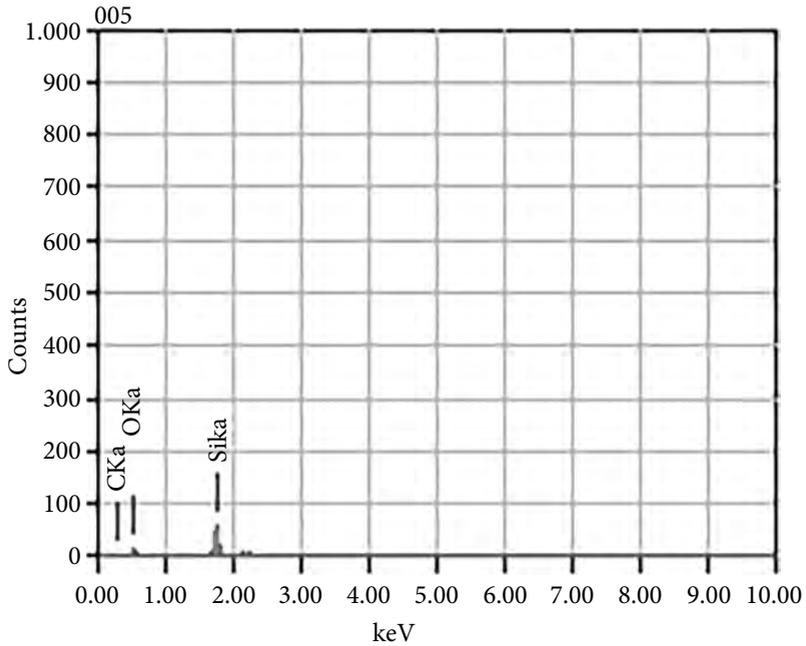
**Tabla 17. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C1-SiO<sub>2</sub>-COOH**

Elemento	Átomo %
Oxígeno	45.40
Silicio	13.03
Carbono	28.75

Fuente: elaboración propia.

Del análisis EDS se puede observar la presencia de carbono, la cual nos indica que pudo haberse formado ácido carboxílico durante la funcionalización, se observa que la relación molar de oxígeno con respecto al silicio es mayor, producto de la funcionalización.

En la figura 35 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice C2-SiO<sub>2</sub>-COOH.

**Figura 34. Resultados caracterización EDS C<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub>-COOH. A) Área de análisis, B) Resultados****a) Área de análisis****b) Resultados**

Fuente: elaboración propia.

En la tabla 18 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub>-COOH.

**Tabla 18. Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C2-SiO<sub>2</sub>-COOH**

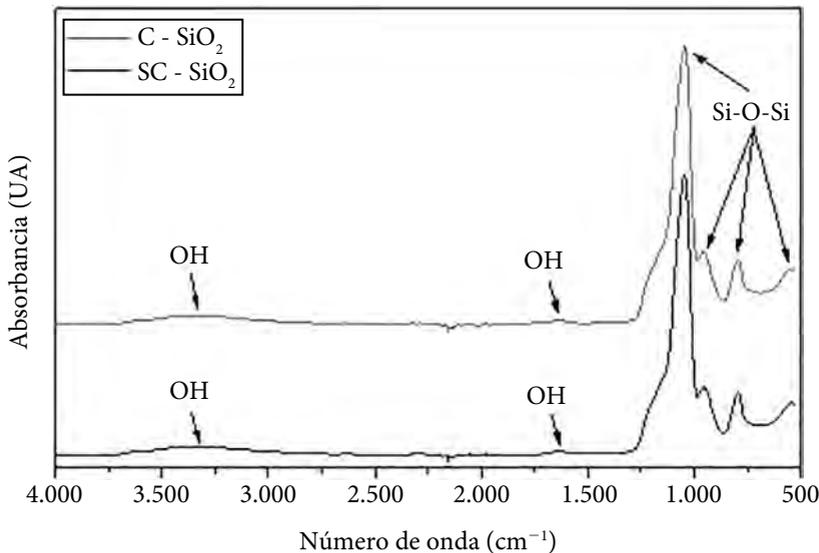
Elemento	Átomo %
Oxígeno	55.52
Silicio	34.76
Carbono	9.72

Fuente: elaboración propia.

Los resultados del EDS nos muestran la presencia de carbono derivado del proceso de funcionalización con ácido carboxílico, el porcentaje de oxígeno y carbono son menores a lo esperado, se debe entender que las franjas de las muestras tomadas para hacer EDS no son completamente uniformes.

#### 4.1.4 Pruebas de composición química por infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR)

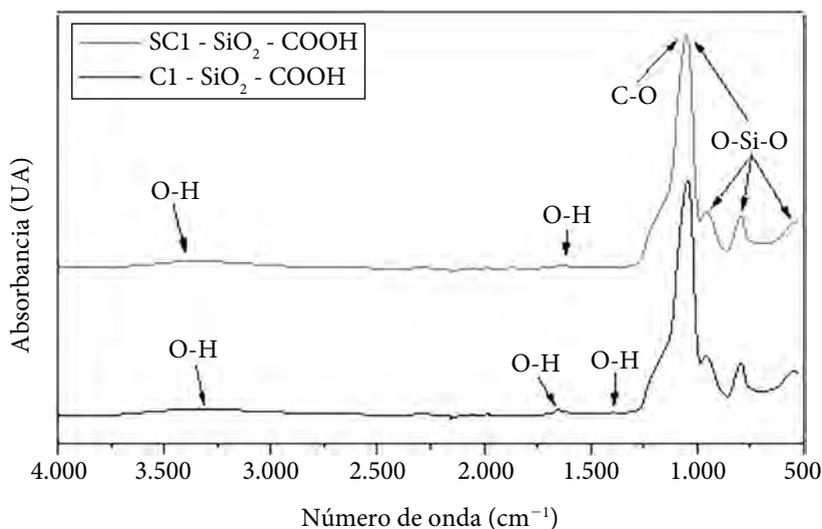
Los ensayos de FTIR fueron llevadas a cabo en los laboratorios de la Universidad Pontificia Bolivariana, las condiciones del equipo al momento del ensayo fueron de 4 cm<sup>-1</sup> de aumento, un espectro de 4.000-400, 64 barridos, la muestra se colocó sobre cristal de diamante.

**Figura 35. FTIR de sílice calcinada y sin calcinar**

Fuente: elaboración propia.

En la figura 35 se muestra los FTIR de las C-SiO<sub>2</sub> y las SC-SiO<sub>2</sub> sin funcionalizar, se evidencian las bandas donde aparece el grupo hidroxilo (OH) tal como lo referencia Ellison y Chorney (Ellison & Chorney, 2016) en una frecuencia cercana a 3280 cm<sup>-1</sup> y 1628.80 cm<sup>-1</sup>. Se puede observar en el grupo Si-O-Si en intensidades de 957.13 cm<sup>-1</sup>, 796.57 cm<sup>-1</sup> y 548,37 cm<sup>-1</sup> como lo referencia Ávila y Gómez (Ávila-Herrera *et al.*, 2006). Se debe aclarar que la intensidad de los estiramientos de los grupos funcionales se ven pequeños en el espectro comparando con el de la sílice debido a la intensidad de la banda de las nanopartículas de silicio en la muestra.

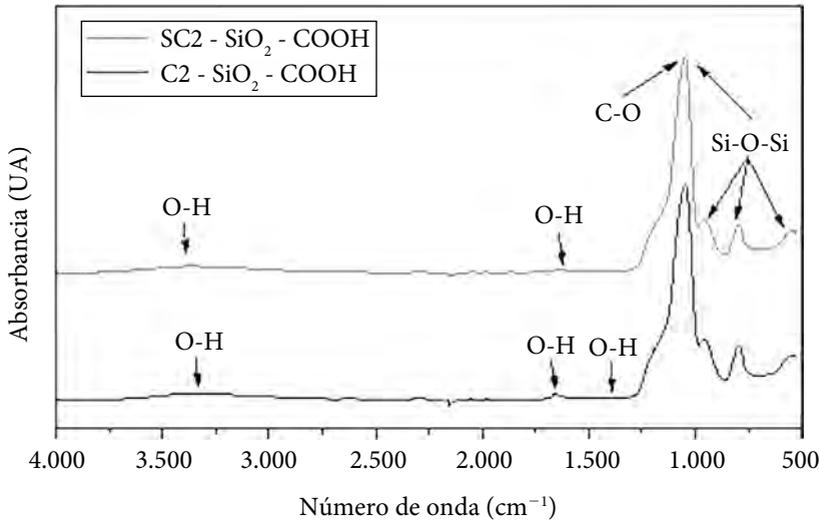
**Figura 36. FTIR de C1-SiO<sub>2</sub> y las SC1-SiO<sub>2</sub>**



Fuente: elaboración propia.

En la figura 36 se muestra los FTIR de las C1-SiO<sub>2</sub> y las SC1-SiO<sub>2</sub> funcionalizados para adicionar ácido carboxílico (COOH), se exhiben las bandas donde aparece el grupo hidroxilo (OH) y el grupo Si-O-Si tanto para las nanopartículas C1-SiO<sub>2</sub> y las SC1-SiO<sub>2</sub>, pero es de resaltar que en las nanopartículas C1-SiO<sub>2</sub>. También se pueden ver la adición de un grupo O-H y C-O en las frecuencias de 1387.62 cm<sup>-1</sup> y 1044,77 respectivamente, de igual manera Deborah y sus colaboradores lo reportaron (Deborah, Jawahar, Mathavan, Dhas, & Benial, 2015). Se debe aclarar que la intensidad de los estiramientos de los grupos funcionales se ven pequeños en el espectro comparando con el de la sílice debido a la intensidad de la banda de las nanopartículas de silicio en la muestra.

**Figura 37. FTIR de C2-SiO<sub>2</sub> y las SC<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub>**



Fuente: elaboración propia.

De igual manera como se reporta en la figura 37 el método de funcionalización reportado por Yanqing y colaboradores también permite la presencia de ácido carboxílico en las nanopartículas C2-SiO<sub>2</sub> y conservan la estructura característica de las nanopartículas de SiO<sub>2</sub> calcinadas.

#### 4.1.4.1 Selección de las nanopartículas de SiO<sub>2</sub>

Para seleccionar la nanopartícula que presentaba mejores propiedades mecánicas al ser usadas como refuerzo del PMMA, se realizaron probetas de PMMA reforzado con las diferentes nanopartículas obtenidas y realizar ensayos preliminares de dureza, debido a que este ensayo permitía analizar si el nano reforzante lograba generar una modificación en esta propiedad intrínseca del polímero y además observar que a bajos porcentajes interviene en cambios graduales y significativos.

Se realizaron probetas de polimetilmetacrilato (PMMA) con nano refuerzo de sílice (PMMA-SiO<sub>2</sub>) en un beaker, en el cual se dejó curar el compuesto y luego se retiraron para ensayos preliminares de dureza, se mezclaron diferentes proporciones de sílice en porcentajes (0,2% - 0,15% - 0,1% 0,05% - 0,01%) del peso en polvo del polímero, se macero manualmente el sílice junto con el polvo del polímero hasta obtener una mezcla homogénea, las proporciones del polimetilmetacrilato fueron de 3:2, luego de tener la mezcla polvo-polvo de PMMA se mezcló en un agitador magnético junto con el líquido por aproximadamente 3 minutos. En la figura 38 se pueden observar las diferentes probetas para el ensayo.

En la tabla se muestra el número de la probeta, cantidad de nano sílice, tipo de sílice y el peso de la muestra (ver anexo H).

**Figura 38. Probetas de PMMA/SiO<sub>2</sub>**

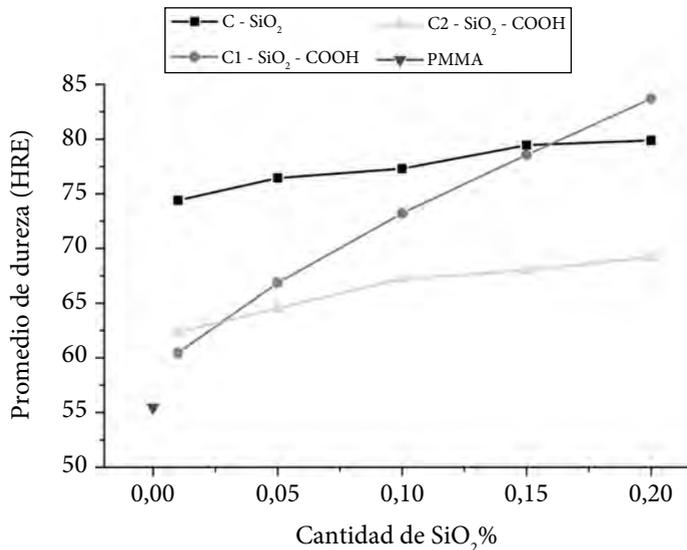


Fuente: elaboración propia.

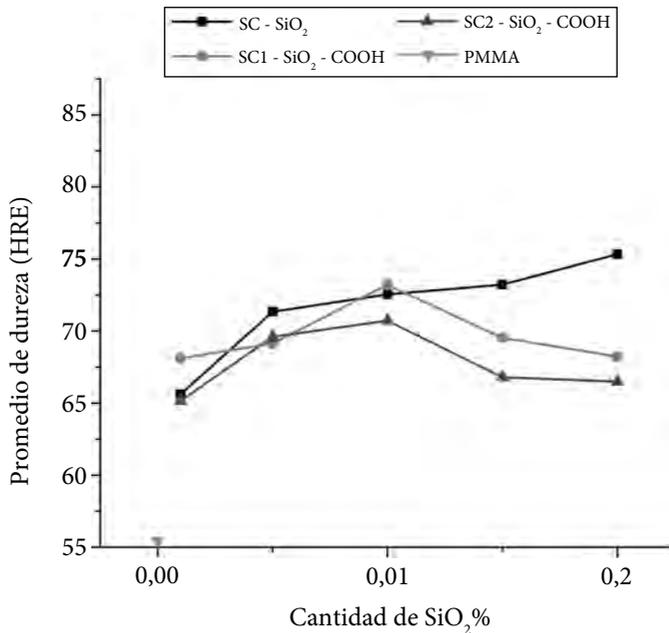
El ensayo de dureza se realizó bajo la norma ASTM D785-08 (20015) la cual establece una escala Rockwell E con una precarga de 10 kg y una carga máxima de 60 kg. Para esta prueba se utilizó un durómetro Rockwell marca Wilson de la Universidad Pontificia Bolivariana.

En la figura 40 y 41 se pueden observar los resultados promedios de los ensayos de dureza realizados cada una de las diferentes probetas.

**Figura 39. Resultados promedios ensayos de dureza**



Fuente: elaboración propia.

**Figura 40. Resultados promedios ensayos de dureza**

Fuente: elaboración propia.

Luego de analizar los datos se llegó a la conclusión de que las nanopartículas de sílice que presentaron un aumento más homogéneo y significativo en el ensayo de dureza fue el C1-SiO<sub>2</sub>-COOH por lo cual se seleccionó este para continuar con el desarrollo del proyecto.

#### **4.1.5 Planteamiento de variables**

Para continuar con el desarrollo de este objetivo se planteó una tercera actividad, la cual se describe a continuación.

##### **4.1.5.1 Definir mediante diferentes proporciones de monómeros y entrecruzantes del PMMA, las mejores condiciones de dureza y apariencia homogénea**

Esta actividad se llevó a cabo en el laboratorio de materiales de la Universidad Francisco de Paula Santander, en la cual se mezclaron diferentes proporciones del líquido-polvo de la presentación comercial del PMMA, para conformar diversas pastillas; el polímero utilizado fue marca VERACRIL autopolimizable – transparente fabricado por New Stetic SA (figura 42).

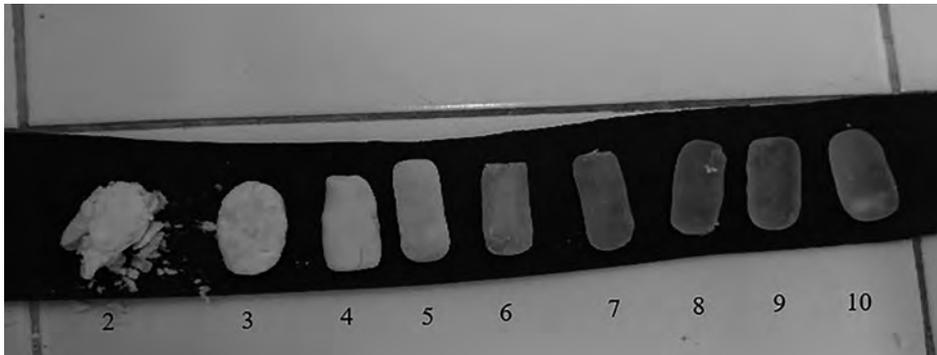
Para la preparación de las muestras se pesaron las diferentes cantidades de polvo en una gramera y posteriormente se mezcló con la cantidad de líquido en un recipiente de vidrio durante 30 segundos (ver tabla 19), se retiró y moldeó sobre película de caucho como se puede observar en la figura 42, se dejó curar cada muestra durante 3:00 minutos.

**Figura 41. PMMA marca veracril. A) Acrílico líquido autocurable con entrecruzaste. B) Acrílico sólido auto curable**



Fuente: elaboración propia.

**Figura 42. Probetas de PMMA**



Fuente: elaboración propia.

En la figura 42 se puede observar en orden creciente de izquierda a derecha la elaboración de cada una de las probetas, en cada una de ellas se puede ver la apariencia de estas, la probeta número uno no aparece en la imagen debido a que por falta de líquido se dañó, en las primeras probetas se puede observar una fragilidad y opacidad debido a la baja cantidad de líquido, mientras que en las últimas se observa una homogeneidad aparente y transparencia, lo cual indica que las cantidades agregadas a partir de la probeta número 6 son más homogéneas en apariencia.

**Tabla 19. Variaciones líquido (ml)-polvo (gr) PMMA**

Número de muestra	Polvo (gr)	Líquido (ml)
1	1,5	0,3
2	1,5	0,4
3	1,5	0,5
4	1,5	0,6
5	1,5	0,7
6	1,5	0,8
7	1,5	0,9
8	1,5	1
9	1,5	1,1
10	1,5	1,2

Fuente: elaboración propia.

Para elegir la proporción ideal líquido-polvo, a cada pastilla se le dio un acabado superficial pasándolo por diferentes lijas (400, 600,1200) y posteriormente por el paño, estas pastillas se sometieron a pruebas de dureza Rockwell tipo C (ver tabla 20), con cono de diamante. Las muestras 1 y 2 no registraron dureza para la escala de este ensayo.

La Universidad Francisco de Paula Santander no cuenta con el indentador apropiado para realizar un ensayo tipo E, el cual es más propicio para materiales plásticos, en la figura 43 se puede apreciar el ensayo de dureza sobre una pastilla del polímero.

**Figura 43. Ensayo de dureza**

Fuente: elaboración propia.

**Tabla 20. Valores ensayo de dureza**

Muestra	Dureza (HRC)
3	12.51
4	15.79
5	9.85
6	13.02
7	15.82
8	29.33
9	16.61
10	17.77

Fuente: elaboración propia.

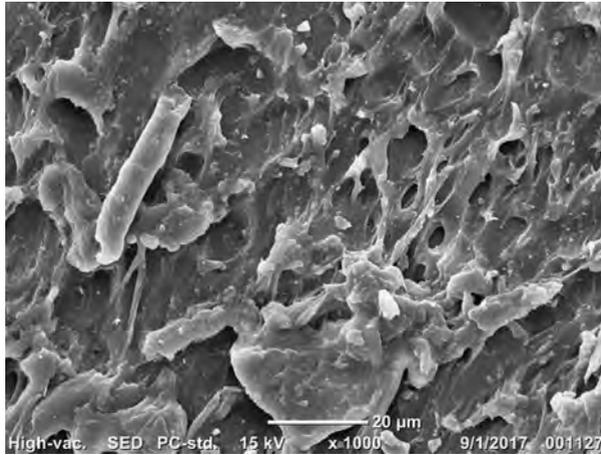
Luego de someter las probetas al ensayo y analizando los datos obtenidos se concluyó que las mejores proporciones fueron las de la probeta número 8 la cual fue de 1,5 gr/1 ml sólido-líquido, está presenta una dureza más alta con respecto a las demás, además de esto a simple vista la probeta presentaba mayor homogeneidad. A continuación, se detallan las diferentes proporciones escogidas según la probeta.

A la proporción escogida, se le realizó pruebas de morfológica y de composición química por medio de ensayos de infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR) y microscopía electrónica de barrido (SEM-EDS), en la figura 44 se puede observar la micrografía del PMMA.

**Tabla 21. Proporciones ideales polvo-líquido**

Polvo (gr)	Líquido (ml)
1,5	1,0
2,5	1,7
3,5	2,3
4,5	3,0
5,5	3,7
6,5	4,3
7,5	5,0
8,5	5,7
9,5	6,3
10	6,7

Fuente: elaboración propia.

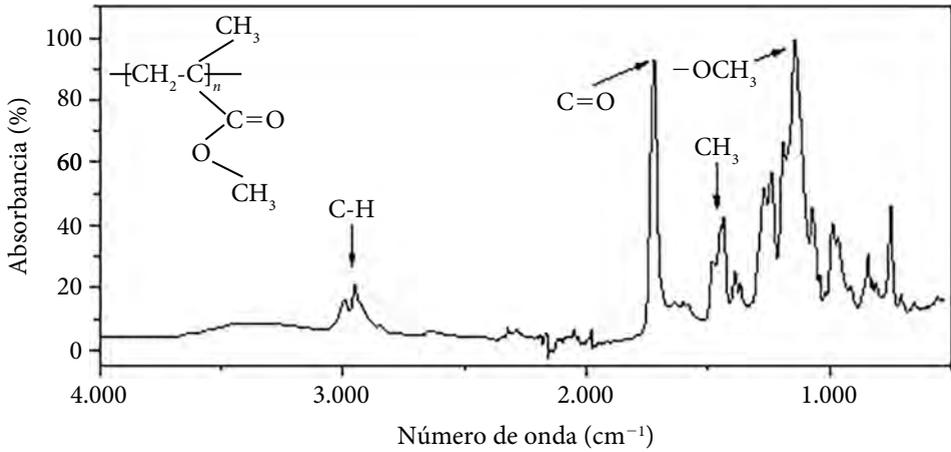
**Figura 44. SEM del polimetilmetacrilato**

Fuente: elaboración propia.

En la figura 44 se observa el SEM del PMMA polimerizado en las condiciones que presentaron mejor dureza, se observa que el material es semicristalino y que además presenta burbujas y defectos generados por la reacción química de autoplimerización o entrecruzamiento, se puede entender que el polímero al ser reforzado permita aprovechar dichos espacios para mejorar sus propiedades mecánicas al disminuir dichos espacios y/o defectos de curado.

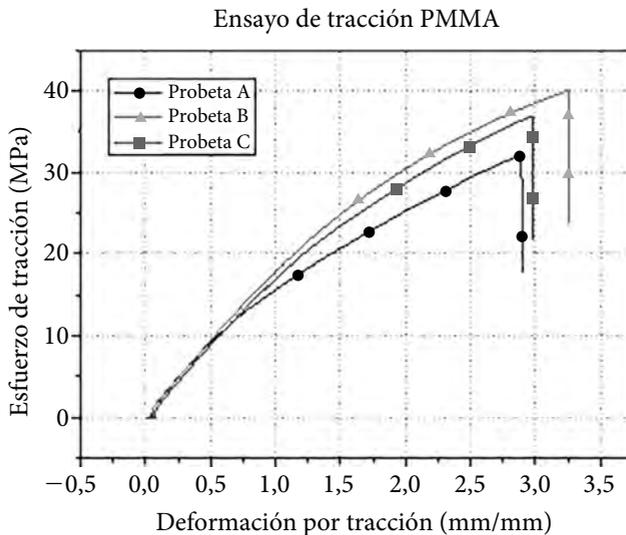
En la figura 45 se muestra la identificación por parte del FTIR de los componentes de la molécula de PMMA en sus respectivas frecuencias,  $2.947\text{ cm}^{-1}$  para el C-H de estiramiento,  $1.720\text{ cm}^{-1}$  para el C = O de estiramiento,  $1.436\text{ cm}^{-1}$  para el CH<sub>3</sub> de estiramiento y  $1.144\text{ cm}^{-1}$  para el -OCH<sub>3</sub> de estiramiento estos resultados han sido verificados por Ramesh y Koay Hang Leen (Ramesh, Leen, Kumutha, & Arof, 2007).

Se realizaron probetas de PMMA para los diferentes ensayos (tracción, compresión y flexión) según la norma correspondiente, el resultado de estos ensayos se detalla a continuación.

**Figura 45. FTIR de polimetilmetacrilato**

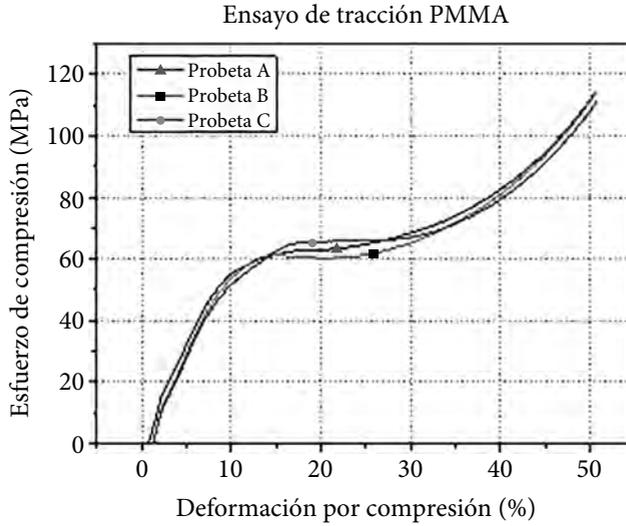
Fuente: elaboración propia.

Los resultados de los ensayos de tracción, flexión y compresión del PMMA nos muestran valores representativos los cuales concuerdan con los teóricos, los resultados del ensayo de tracción (figura 46) exponen un esfuerzo promedio de 36,74 Mpa con una desviación estándar de 3,23.

**Figura 46. Resultado ensayos de tracción PMMA**

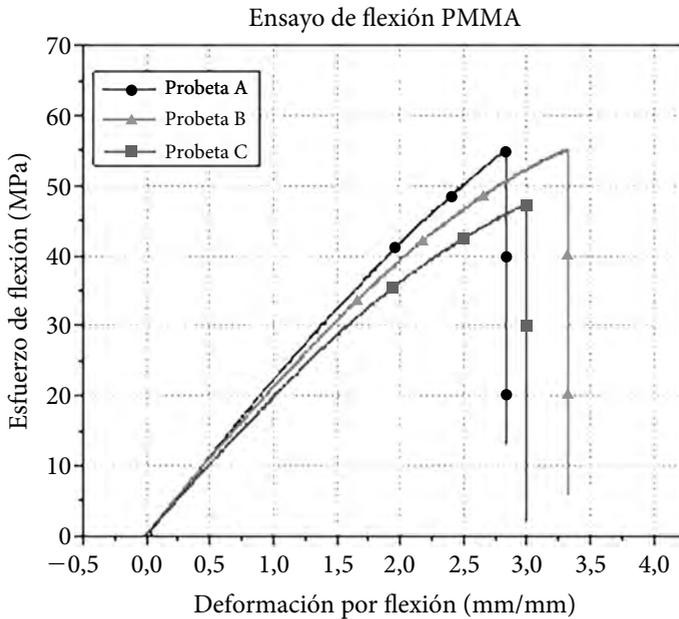
Fuente: elaboración propia.

El resultado del ensayo de compresión del PMMA (figura 47) nos muestra un esfuerzo promedio de 111,23 Mpa con una desviación estándar de 1,74.

**Figura 47. Resultados ensayos de compresión PMMA**

Fuente: elaboración propia.

Del resultado del ensayo de flexión del PMMA (figura 48) podemos observar un esfuerzo promedio de 53,88 Mpa con una desviación estándar de 3,63.

**Figura 48. Resultados ensayos de flexión**

Fuente: elaboración propia.

#### 4.1.5.2 Analizar el efecto de las concentraciones de reforzante sobre las propiedades mecánicas del PMMA

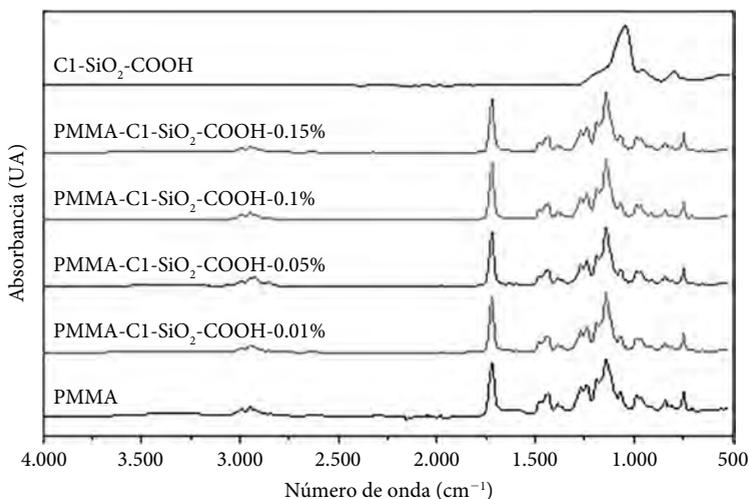
Obtenida la proporción del polímero, se procedió a conseguir la proporción de reforzante, el desarrollo de esta actividad se llevó a cabo en la Universidad Pontificia Bolivariana (UPB) bajo la dirección de la asesora del proyecto.

Para la mezcla de las nanopartículas con el polímero, se maceró el sílice con el polvo, para obtener una mayor dispersión de las nanopartículas, posteriormente se depositó en un beaker y se le adiciono la parte líquida, se combinó manualmente hasta obtener una mezcla homogénea y se depositó en su correspondiente probeta.

Se realizaron probetas con las nanopartículas de sílice a diferentes proporciones de peso del PMMA en polvo (0,01% - 0,05% - 0,1% - 0,15% y 0,02%) respectivamente.

A las diferentes proporciones, se les realizó pruebas de morfológica y de composición química por medio de ensayos de infrarrojo por transformada de Fourier (TFIR) y microscopia electrónica de barrido (SEM-EDS), las cuales se detallan a continuación.

**Figura 49. FTIR diferentes composiciones PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>-COOH**

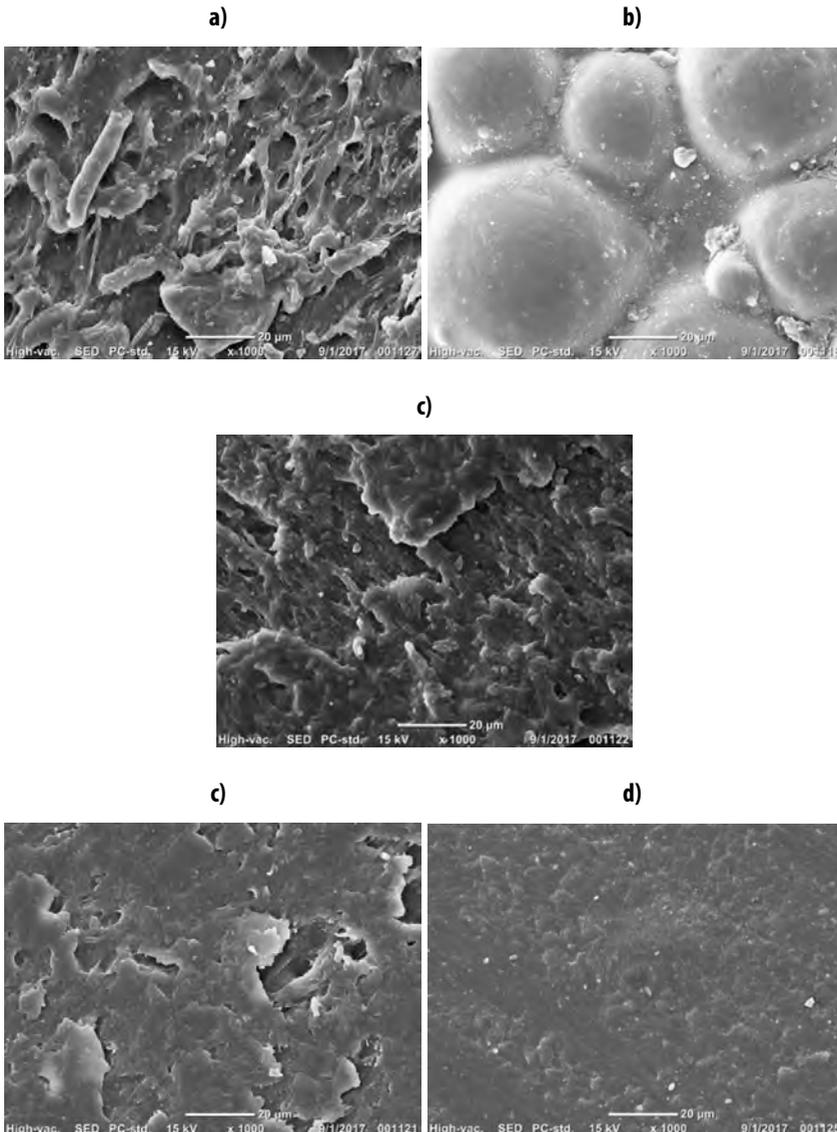


Fuente: elaboración propia.

En la figura 49 se observan los espectros FTIR realizados a las nanopartículas de sílice escogidas como reforzante de PMMA y los diferentes compuestos de PMMA reforzado con diferentes porcentajes de nanopartículas de sílice. En todos los espectros de PMMA reforzado se evidencian las mismas bandas que se registraron en el pmma (figura 45) además en la banda donde se encuentra el C = O en el PMMA

coincide con la banda en donde se encuentra el O-H en las nanopartículas de sílice. La banda de  $1139.724\text{ cm}^{-1}$  que pertenece al PMMA en el cual se encuentra el grupo funcional  $-\text{OCH}_3$  no se ve afectada por la banda de C-O y O-Si-O de las nanopartículas de sílice las cuales se encuentran en una frecuencia de  $1387.62\text{ cm}^{-1}$ .

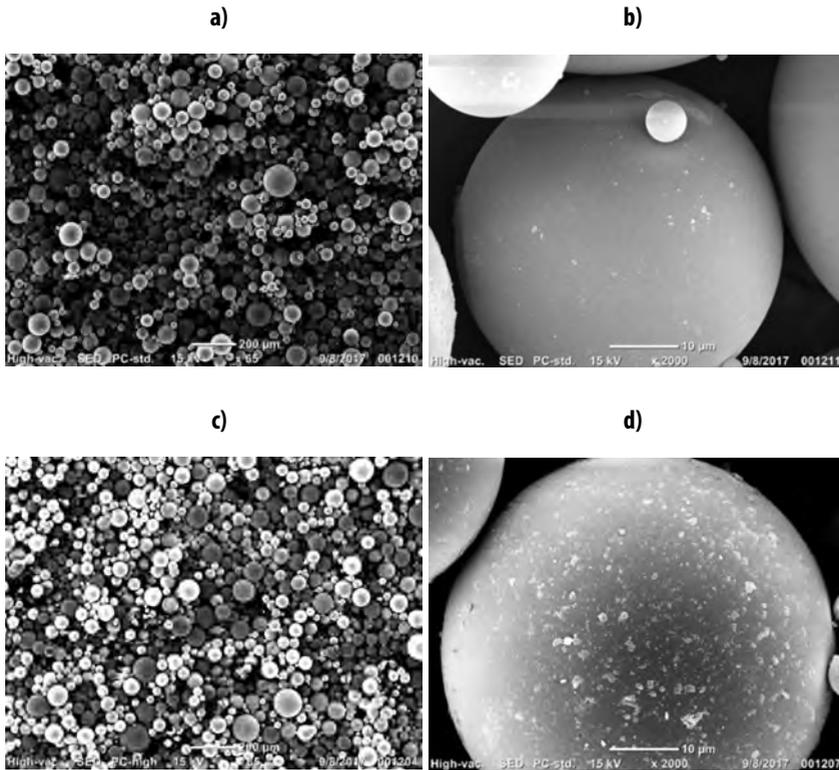
**Figura 50. SEM diferentes muestras.**  
**A) PMMA, B) PMMA-0.01% C1-SiO<sub>2</sub>-COOH,**  
**C) PMMA 0.05% C1-SiO<sub>2</sub>-COOH, D) PMMA 0.01% C1-SiO<sub>2</sub>-COOH,**  
**E) PMMA 0.15% C1-SiO<sub>2</sub>-COOH**



Fuente: elaboración propia.

En la figura 50 se observa las imágenes SEM del PMMA reforzado con  $C1-SiO_2$  a diferentes proporciones. El análisis de las micrografías SEM nos muestra que las superficies tienden a suavizarse con el aumento en la adición de nanopartículas, lo cual significa que con mayor cantidad de nano sílice se mejora las interacciones entre las fuerzas de cohesión, dando así un mejor orden a las moléculas de la matriz y se espera que este efecto mejore las propiedades mecánicas de las mismas.

**Figura 51. SEM muestras sin entrecruzantes. A) PMMA 65X, B) PMMA 2000x. C) PMMA-0.15%  $C1-SiO_2-COOH$  65X, D) PMMA - 0.15%  $C1-SiO_2 - COOH$  2000X**



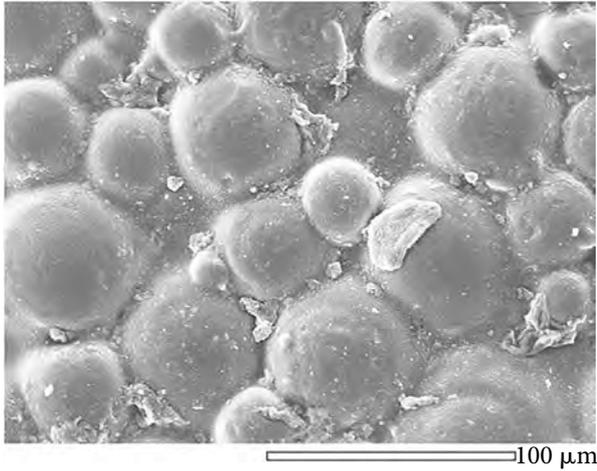
Fuente: elaboración propia.

En la figura 51 se observa las imágenes SEM del PMMA nano reforzado, pero en polvo sin entrecruzar y se observa que las nanopartículas de sílice efectivamente rodean las micropartículas poliméricas, pero que aún generan aglomeraciones lo que puede afectar la dispersión cuando se está realizando el entrecruzamiento y por ende afectar las propiedades mecánicas del material. Debido a esto se ensayaron varias estrategias para mejorar la homogeneidad del material, haciendo uso de macerado, curado bajo baño ultrasónico, inyección bajo vacío y disminución de la temperatura de los monómeros catalizables para disminuir el tiempo de curado y evitar burbujas y lograr mejor dispersión.

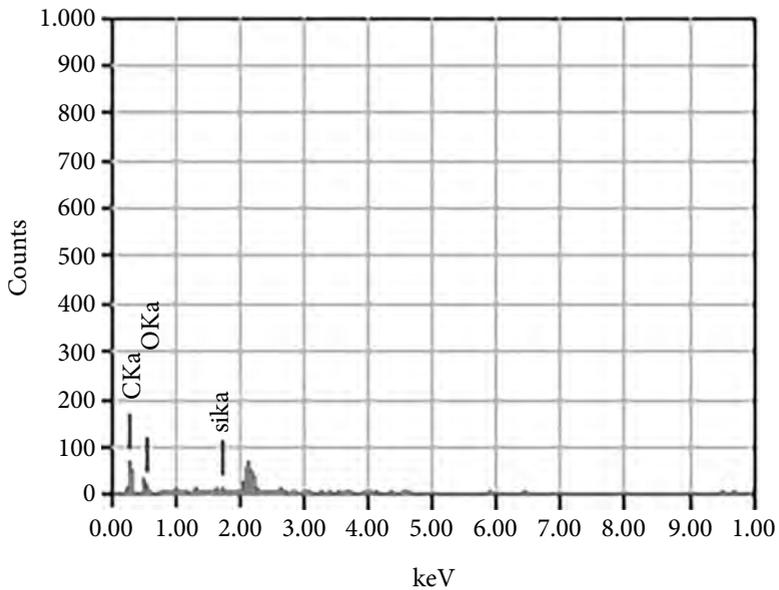
En la figura 52 se puede observar el área y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0,01% de sílice.

**Figura 52. EDS PMMA- C1-SiO<sub>2</sub>: COOH-0.01%. A) Área de muestra, B) Resultados**

**a) Área de muestra**



**b) Resultados**



Fuente: elaboración propia.

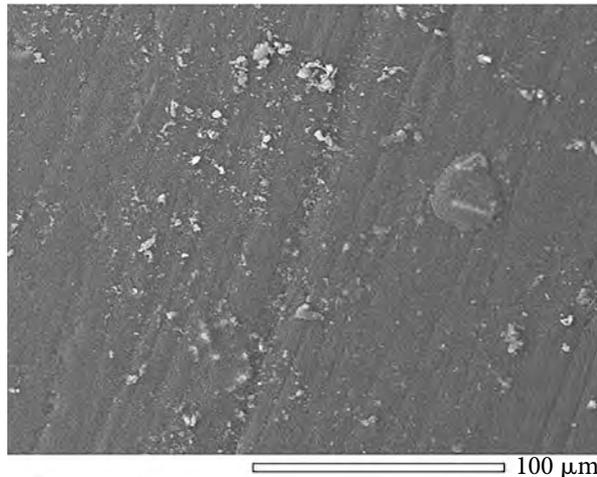
**Tabla 22. Composición química de la muestra PMMA- C1-SiO<sub>2</sub>-COOH-0,01%**

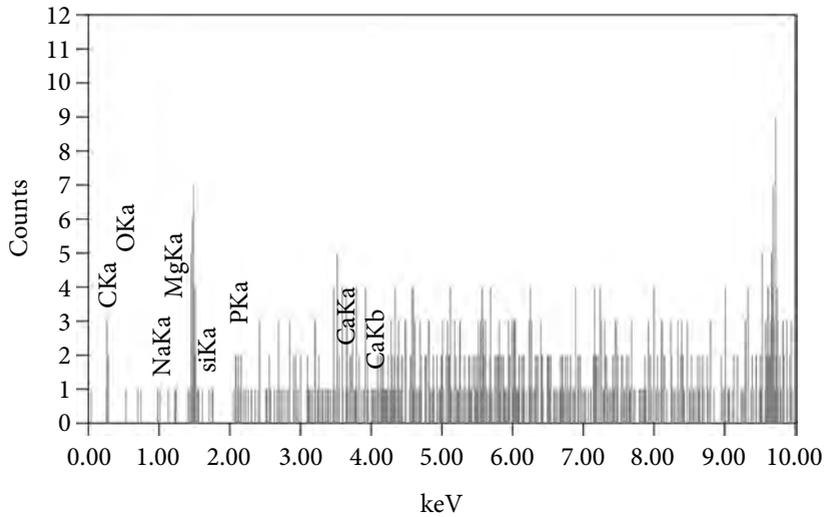
Elemento	Átomo %
C	61.14
O	38.63
Si	0.11

Fuente: elaboración propia.

En la tabla 25, 26, 27 y 28 se observan los EDS, en estos se presenta el contenido en porcentaje atómico de sílice y un alto contenido de carbono, lo que permite comprender que el ácido carboxílico se forma en mayores proporciones sobre la sílice semi cristalina, lo que no se vio reflejado en la sílice amorfa.

En la figura 53 se puede observar el área de la imagen que se analizó la composición química y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0,05% de sílice.

**Figura 53. EDS PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>: COOH-0.05%. A) Área de muestra, B) Resultados****a) Área de muestra**

**b) Resultados**

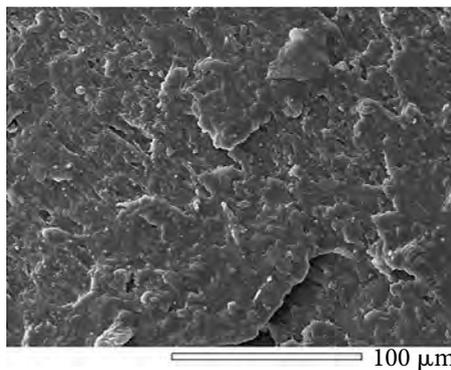
Fuente: elaboración propia.

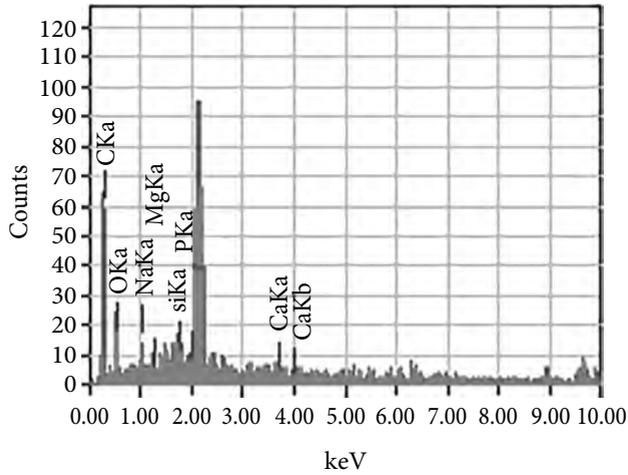
**Tabla 23. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO<sub>2</sub> -COOH 0.05%**

Elemento	Átomo %
C	73.62
O	19.51
Si	0.26

Fuente: elaboración propia.

En la figura 54 se puede observar el área a la cual se determinó la composición química por EDS, y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0,1% de sílice.

**Figura 54. EDS PMMA- C1-SiO<sub>2</sub>: COOH 0.1%. A) Área de muestra, B) Resultados****a) Área de muestra**

**b) Resultados**

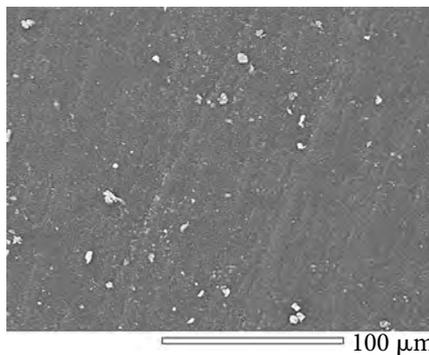
Fuente: elaboración propia.

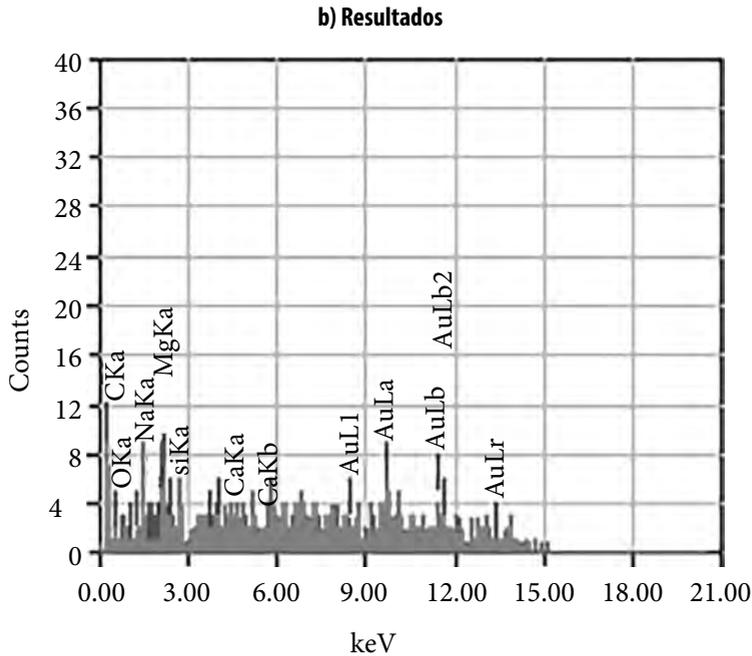
**Tabla 24. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO<sub>2</sub>-COOH-0,1%**

Elemento	Átomo %
C	41.10
O	25.53
Si	0.41

Fuente: elaboración propia.

En la figura 55 se puede observar el área de análisis químico y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0,15% de sílice.

**Figura 55. EDS PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>: COOH-0.15%. A) Área de muestra, B) Resultados****a) Área de muestra**



Fuente: elaboración propia.

**Tabla 25. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO<sub>2</sub>-COOH-0,15%**

Elemento	Átomo %
C	73.01
O	21.10
Si	0.89

Fuente: elaboración propia.

De las figuras 53, 54 y 55 se puede comprender que en todas aparece la presencia de sílice en la muestra; además el incremento se relaciona con la sílice adicionada en la muestra adicionada, también las muestras presentan aglomeraciones de nanopartículas en su superficie.

#### **4.1.6 Análisis de porcentaje en peso de nano partículas a usar para la elaboración de probetas para caracterización mecánica**

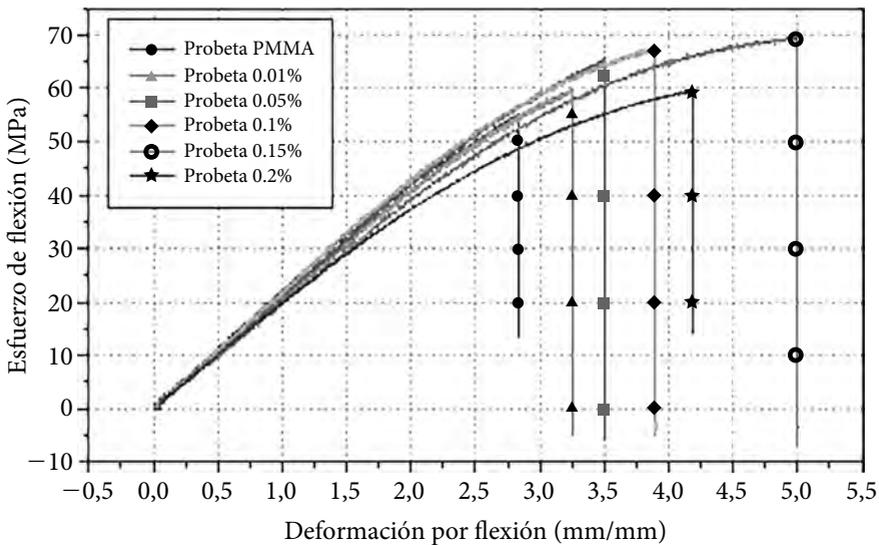
Para la selección de los porcentajes de nano partículas usadas como refuerzo para el PMMA, se fabricaron probetas para ensayos de flexión, cabe aclarar que se eligió flexión debido a que esta propiedad mecánica es la de mayor interés para la aplicación, las cantidades utilizadas de polímero, líquido y sílice se detallan en la tabla.

**Tabla 26. Proporciones PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>-COOH**

PMMA		C1-SiO <sub>2</sub> -COOH	
Polvo (g)	Líquido (ml)	%	(mg)
		9	6
9	6	0.05	4.5
9	6	0.1	9
9	6	0.15	13.5
9	6	0.2	18

Fuente: elaboración propia.

Se realizaron 2 probetas por cada cantidad de porcentaje y se sometieron al ensayo, en la figura 56 se puede apreciar el resultado promedio del ensayo realizado a las probetas.

**Figura 56. Curva esfuerzo de flexión contra deformación de diferentes probetas reforzadas**Ensayo de flexión PMMA-C-SiO<sub>2</sub>-0.01%, 0.05%, 0.1%, 0.15%, 0.2%

Fuente: elaboración propia.

Del análisis de las probetas sometidas a flexión se comprobaron los resultados mostrados por Slane, en los cuales plantea que al aumentar la adición de nanopartículas de sílice (en nuestro caso 0,2%) las propiedades del polímero decrecen debido a que comienza a comportarse como un material cerámico, de la figura 56

podemos observar el acenso en la propiedad mecánica, mientras que la deformación no tiene cambios significativos en comparación con el PMMA sin refuerzo.

Del análisis de la prueba realizada a las diferentes composiciones se llega a la conclusión que la mejor morfología y la cantidad de refuerzo necesario para aumentar la resistencia a flexión del PMMA fue de 0,15% de sílice.

#### **4.1.7 Elaboración de muestras**

Se realizaron contra moldes de acrílico para los diferentes ensayos en una cortadora laser CNC.

Las probetas se realizaron en moldes de caucho de silicona marca Mold Star 15 SLOW el cual es un material elástico auto desmoldeante teniendo en cuenta las dimensiones estipuladas por cada una de las normas que rigen los ensayos. El caucho de silicona se preparó según las recomendaciones del proveedor mezclando en partes iguales los componentes que forman el mismo, dando un tiempo de polimerización a partir de la mezcla de los componentes de 50 minutos, para posteriormente verter la mezcla en los contra moldes fabricados. Luego se deja endurecer el contramolde por 4 horas a temperatura ambiente.

El molde de las probetas usadas en el ensayo de tracción se elaboró siguiendo las dimensiones dadas por la norma ASTM D638-14 de la cual se seleccionó la probeta tipo I con unas dimensiones en el ancho de sección estrecha de 13 mm, un ancho total de 19 mm, una longitud de 165 mm, un espesor de 3,2 mm y una distancia entre puños de 115 mm en promedio. El molde final fue de 16,5 cm de ancho, 20 cm de largo y 2 cm de espesor, en la figura 60 se pueden observar las diferentes probetas obtenidas de este molde.

El molde para el ensayo de compresión se realizó bajo la norma ASTM D695-15, la cual recomienda probetas cilíndricas de las siguientes dimensiones 12,7 mm de diámetro y 25,4 mm de alto en promedio. Este molde contó con unas dimensiones de 10 cm de largo, 3 cm de ancho y 5 cm de alto en el cual se podían obtener hasta 5 probetas de compresión a la vez, en la figura 60 se pueden observar las diferentes probetas obtenidas de este molde.

El molde para el ensayo de flexión se realizó bajo la norma ASTM D790-15e2, la cual propone unas probetas de prueba rectangulares para el ensayo a flexión a tres puntos con dimensiones de 12,7 mm de ancho, 3,2 mm de espesor y 127 mm de largo en promedio. El molde obtenido al final consta de unas dimensiones de 14 cm de ancho, 16.5 cm de largo, 2 cm de alto, el cual consta de 5 cavidades con las dimensiones antes nombradas de las probetas a flexión, en la figura 59 se pueden observar las diferentes probetas obtenidas de este molde.

El molde para el ensayo de dureza se realizó bajo la norma ASTM D785-08(20015) la cual establece a probetas cilíndricas con dimensiones de 13 mm de espesor y un área en cada cara de 6 en promedio. Este molde tenía unas dimensiones de 6 cm de largo, 6 cm de ancho y 2 cm de espesor, en la figura 61 se pueden observar la probeta obtenidas de este molde.

Posterior a retirar las probetas de sus respectivos moldes, se maquinaron en fresadora para eliminar impurezas y dar mejor acabado (figura 57).

**Figura 57. Maquinado de probetas**



Fuente: elaboración propia.

**Figura 58. Probetas ensayo flexión**



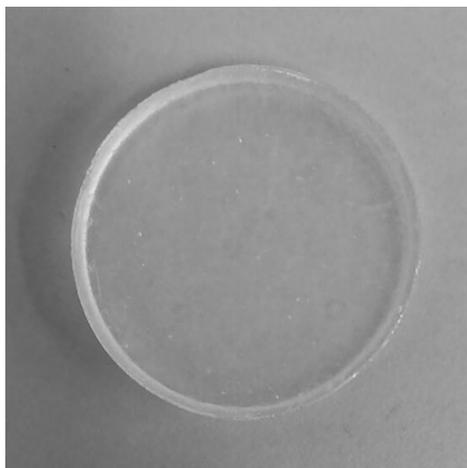
Fuente: elaboración propia.

**Figura 59. Probetas ensayo tensión**

Fuente: elaboración propia.

**Figura 60. Probetas ensayos compresión**

Fuente: elaboración propia.

**Figura 61. Probeta ensayo dureza**

Fuente: elaboración propia.

## **4.2 Fase II. Caracterización mecánica-química**

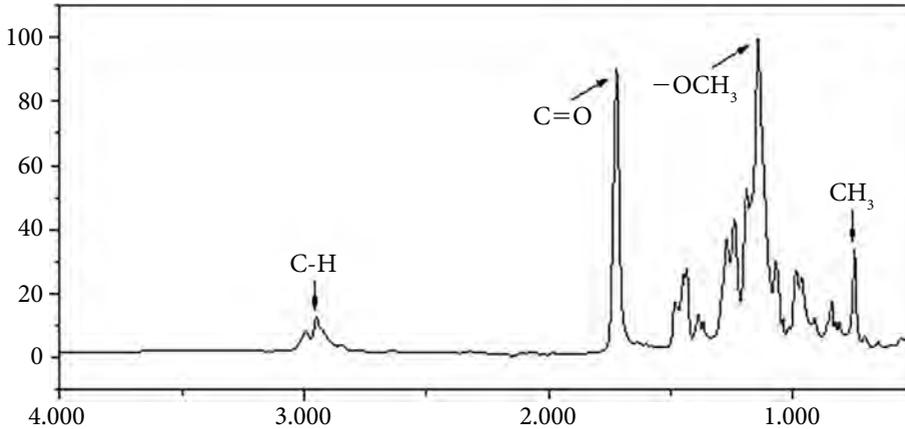
Para dar cumplimiento al segundo objetivo del proyecto se caracterizó mecánica y químicamente en la Universidad Pontificia Bolivariana sede Medellín, el material final compuesto de PMMA y reforzado con  $C1-SiO_2-COOH-0,15\%$  los resultados obtenidos de los ensayos realizados se muestran a continuación, las imágenes de las probetas ensayadas se pueden apreciar en el anexo L (ver anexo L).

### ***4.2.1 Realizar pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM-EDX***

Los resultados del ensayo de microscopia se muestran en la figura 47e. El análisis SEM-EDX se utilizó para obtener información sobre la distribución del nano refuerzo en la matriz polimérica y la composición química de la muestra obteniendo los siguientes porcentajes; 73% de átomos de carbono, 21% de átomos de oxígeno y 0,89% átomos de sílice en un área de 100 .

### 4.2.2 Realizar pruebas de composición química por infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR)

Figura 62. FTIR del PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>-COOH-0,15%



Fuente: elaboración propia.

En la figura 62 se puede observar que los enlaces relacionados para el PMMA disminuyen su intensidad con la adición de las nanopartículas de sílice funcionalizadas ya que estas aportan otros tipos de enlaces a las cadenas ya existentes del PMMA, como es el caso de la señal C = O, C-H. Mostrando un espectro similar al PMMA sin adición de nanopartículas de sílice, pero con unos picos menos pronunciados gracias a la presencia de los grupos funcionales de las nanopartículas.

### 4.2.3 Pruebas de micro dureza

El ensayo de dureza (figura 63) realizado a la muestra final del tipo Knoop según la norma ISO 3336 (Kurse, 2006). El ensayo se realizó en una máquina de ensayos de dureza Knoop/Vickers Mickers Tukon 2100B marca INSTRON y se ajustó a las siguientes condiciones el equipo; se usó un indentador piramidal de base alargada, con una carga de 50 gr, un tiempo total del ensayo de 40 s, un tiempo de sostenimiento de 20 s y un tiempo de descenso del indentador de 20 s.

**Figura 63. Máquina de ensayo Knoop/Vickers**

Fuente: elaboración propia

En la tabla 27 se pueden observar los resultados del ensayo de dureza, se realizaron 5 indentaciones para obtener un valor promedio de esta propiedad.

**Tabla 27. Resultados ensayos de micro dureza**

Longitud de la diagonal (micras)	Dureza HKN
240,3	17,3
242,3	18,1
237,7	18,6
238,6	18,5
233,2	19,1
Promedio	18,32
Desviación estándar	0,60

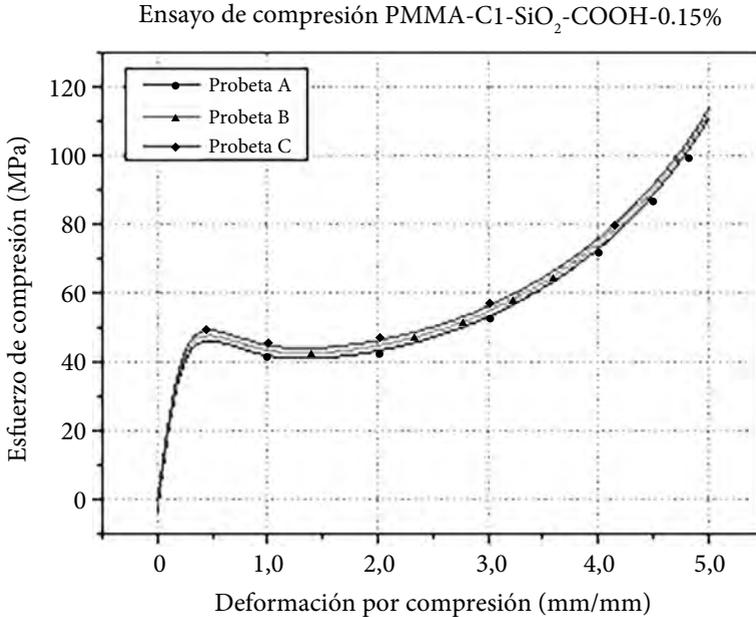
Fuente: elaboración propia.

Como se observa en la tabla 27 el valor promedio de dureza para el nanocompuesto es de 18,32 HKN mientras que el de PMMA es de 14 HKN (Kurse, 2006) lo cual muestra un aumento significativo del 33,58% con la adición de la nano sílice.

#### 4.2.4 Ensayos de compresión

Los resultados del ensayo se muestran en la figura 64 el cual se hizo a una velocidad de compresión de 130 mm/min hasta una deformación del 50%.

**Figura 64. Resultados ensayo de compresión**

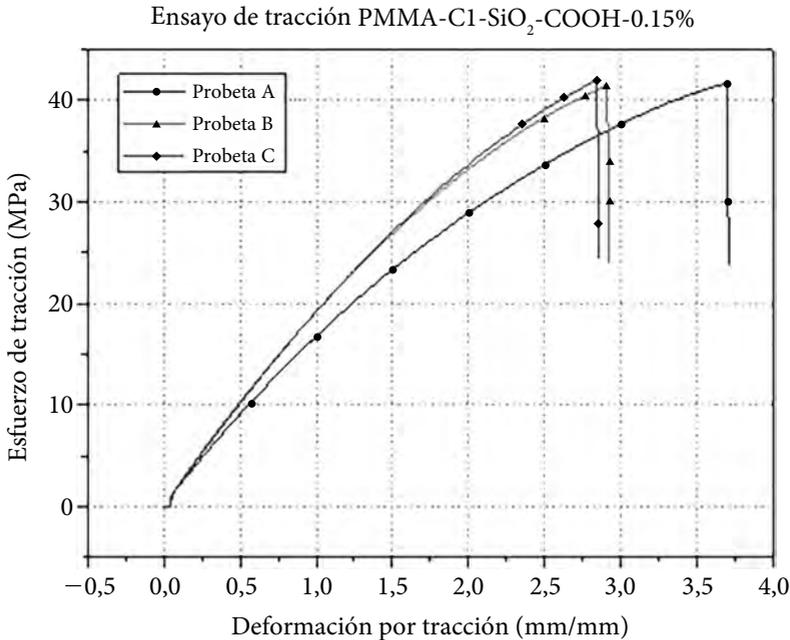


Fuente: elaboración propia.

En la figura 65 se puede observar el comportamiento del compuesto PMMA-C1-SiO<sub>2</sub>-COOH-0,15% sometido a un esfuerzo a compresión constante, se puede apreciar el comportamiento del material en las diferentes probetas, el ensayo se realizó hasta el 50 % de la deformación con respecto a las dimensiones iniciales de la probeta. Se obtuvo una resistencia máxima a compresión de 107,12 MPa en promedio y un módulo de elasticidad de 19,11 Gpa, con una desviación estándar de 4,74. Se observó un comportamiento similar al polímero sin reforzante, lo cual implica que la adición del reforzante no afectó significativamente dicha propiedad.

#### 4.2.5 Pruebas de tracción

El ensayo de tracción se realizó usando una celda de carga de 100 KN, a la maquina se le realizó una auto calibración electrónica de la celda de carga antes de la ejecución de los ensayos, la extensión y demás propiedades derivadas fueron determinadas mediante la extensiométrica del bastidor de la máquina. La velocidad de ensayo fue de 5 mm/min, los resultados del ensayo de tracción se observan en la figura 65.

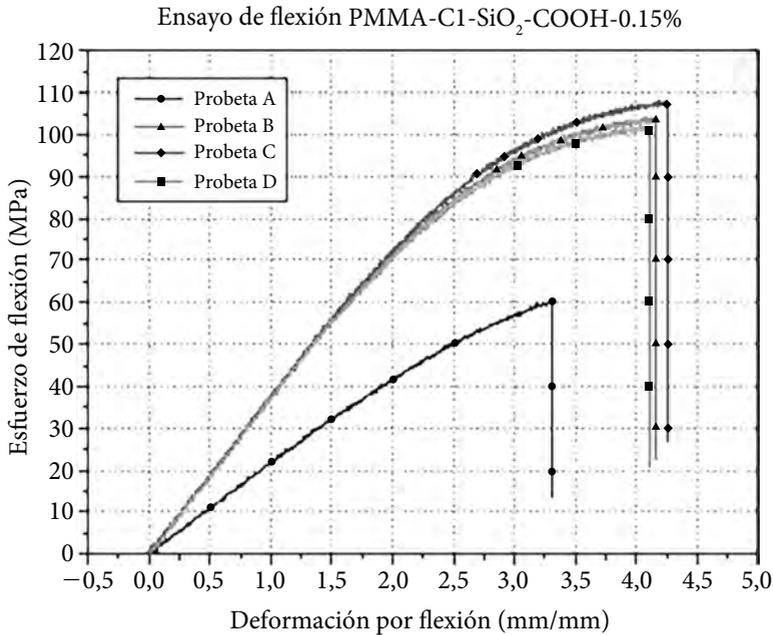
**Figura 65. Resultados ensayo de tracción**

Fuente: elaboración propia.

En la figura 65 se puede apreciar el comportamiento del nanocompuesto PMMA-SiO<sub>2</sub>-C1-0,15 el cual muestra un aumento aproximado de 5 Mpa con respecto al PMMA sin refuerzo, el valor medio del esfuerzo de tracción fue de 41,79 Mpa y con una desviación estándar de 0,24, el módulo de elasticidad fue de 1,92 con una desviación estándar de 0,03.

#### 4.2.6 Pruebas de flexión

El ensayo a flexión a tres puntos se realizó con una velocidad de 2,6 mm/min y una distancia entre apoyos de 60,8 mm, en la figura 66 se puede observar dicho ensayo.

**Figura 66. Resultados ensayo de flexión**

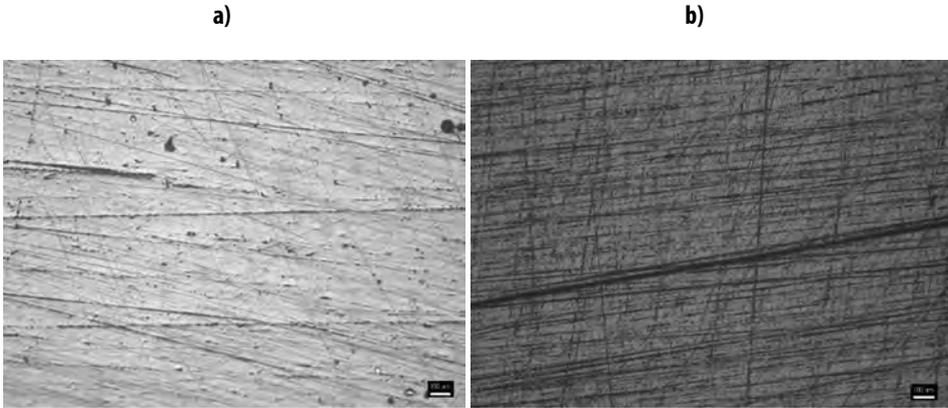
Fuente: elaboración propia.

En la figura 66 se observa las diferentes tendencias de los ensayos a flexión realizados al compuesto, se observa un aumento significativo en la resistencia a la flexión del material en comparación al PMMA sin refuerzo. Se obtuvo un promedio de resistencia a la flexión de las tres probetas de 104,25 Mpa con una desviación estándar de 3,75 y un módulo de elasticidad de 2,18 con una desviación estándar de 0,01.

Como se puede apreciar en el ensayo una de las probetas tuvo un comportamiento fuera de la tendencia, debido a esto se ensayaron las cuatro probetas realizadas, esta probeta presenta una resistencia a la flexión de las de 60,48 Mpa y un módulo de elasticidad de 2,13 presentando una desviación con respecto a las demás de 41,98%.

Aparentemente se observó que la probeta que estaba fuera del rango presentaba una apariencia poco homogénea por tal motivo se procedió a realizar un análisis metalográfico para observar más detalladamente lo ocurrido.

Se realizó un acabado superficial a las diferentes probetas, dichas probetas se pasaron por diferentes lijas (400, 600 y 1.200) respectivamente y posteriormente por un paño para poder observarlas.

**Figura 67. Análisis metalográfico, A) Probeta fuera de rango) Otras probetas**

Fuente: elaboración propia.

En ambas figuras se puede ver una microfotografía tomada con un aumento de 100 , en la figura 67 A, se observa que cuenta con una porosidad superficial excesiva por unidad de área, la cual representa un número mayor de concentradores de esfuerzos esto conlleva a que se presente con mayor facilidad una falla al aplicarle una carga menor, estos poros o burbujas se deben a un exceso de oxígeno encapsulado en la mezcla del polímero, mientras que la figura 67B muestra una superficie más uniforme y con un solo poro en la unidad de área, lo que significa que no hay concentradores de esfuerzos, las diferentes líneas que se observan en ambas fotos son producto del paso por las diferentes lijas.

### **4.3 Fase III. Análisis de resultados**

Para dar cumplimiento al tercer objetivo planteado se realizó la tercera fase con las actividades que se describen a continuación.

#### **4.3.1 Analizar los resultados de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado**

En la tabla 28 se observan las propiedades mecánicas obtenidas del nanocompuesto, y en la tabla 29 se observan las propiedades mecánicas del polímero sin refuerzo.

**Tabla 28. Propiedades mecánicas del nanocompuesto**

Ensayo	Resultado
Resistencia a flexión (Mpa)	104,25
Módulo de elasticidad (Gpa)	3,75
Resistencia a Compresión (Mpa)	112,12
Módulo de elasticidad (Gpa)	2,40
Resistencia a tracción (Mpa)	41,79
Módulo de elasticidad (Gpa)	1,92
Dureza HKN	18.32

Fuente: elaboración propia.

**Tabla 29. Propiedades mecánicas del polímero PMMA**

Ensayo	Resultado
Resistencia a flexión (Mpa)	53,88
Módulo de elasticidad (Gpa)	2,18
Resistencia a compresión (Mpa)	111,23
Módulo de elasticidad (Gpa)	2,17
Resistencia a tracción (Mpa)	36,74
Módulo de elasticidad (Gpa)	1,08
Dureza HKN	14

Fuente: elaboración propia.

Al comparar el polímero sin refuerzo con el nanocompuesto obtenido se logra apreciar un aumento significativo y válido para aplicación planteada, se evidencia la efectividad del refuerzo en la matriz, en cuanto a flexión un aumento del 48,31% en cuanto a tracción un aumento del 12,08% en cuanto a compresión un aumento del 0,99% en cuanto a dureza un aumento del 23,58%, también cabe destacar que la densidad del nanocompuesto es de 1.29 g/cm<sup>3</sup> mientras que el titanio tiene una densidad de 4,51 g/cm<sup>3</sup> lo que hace al nanocompuesto menos pesado brindando mayor comodidad al paciente.

### **4.3.2 Comparación de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado con las propiedades mecánicas del hueso (húmero)**

En la tabla 30 se pueden observar las diferentes propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular y las propiedades del nanocompuesto desarrollado, para realizar la comparación de estas.

**Tabla 30. Propiedades mecánicas del hueso y nanocompuesto**

	Hueso (Cortical)	Hueso esponjoso	Nanocompuesto
Resistencia a flexión (Mpa)	103 - 238	2,2	104,25
Resistencia a compresión (Mpa)	125,5 - 130	-	112,12
Resistencia a tracción (Mpa)	107 - 170	8 - 50	41,79

Fuente: elaboración propia.

Se observa que la resistencia a la tracción del nanocompuesto está muy por debajo a las propiedades mecánicas del hueso cortical, lo cual no es problema para la aplicación ya que el húmero no se somete a este tipo de esfuerzos, las demás propiedades del nanocompuesto se encuentran cerca y en el rango de las propiedades de este hueso y por encima de las propiedades del hueso esponjoso.

En cuanto al análisis del material para ser usado en la fabricación de la endoprótesis para húmero, se puede decir que es apto debido a que sus propiedades mecánicas son similares a las del hueso compacto, y la mayor parte de las fuerzas a las cuales está sometido este hueso las soporta el conjunto de músculos y tendones que se encuentran en el brazo, en general el húmero tiende a desplazarse de su unión con la cabeza humeral, antes de romperse.

Para hacer un análisis más detallado del material obtenido se realizó una simulación de la geometría de la endoprótesis para observar su comportamiento, esta simulación se encuentra plasmada a continuación.

### 4.3.3 Simulación de esfuerzos del material en el modelo de la endoprótesis tumoral de húmero

La simulación de la endoprótesis se realizó en la herramienta ANSYS 18.1, las fuerzas aplicadas sobre la geometría se encontraron a partir de un modelo físico el cual se describe a continuación, cabe destacar que en la simulación se considera que la fuerza obtenida en el modelo actúa directamente sobre la endoprótesis, mientras que en la vida real esta fuerza es absorbida por lo ligamentos, tendones y músculos y distribuida en diferentes puntos del cuerpo según como ocurra el accidente.

#### 4.3.3.1 Modelo físico de la fuerza de impacto sobre el húmero persona-suelo

Para el cálculo de la fuerza que impacta sobre el húmero al sufrir una colisión una persona con el suelo se recurrió a realizar un análisis dinámico basándonos en el principio de movimiento impulsivo (Beer, 2007), dicho análisis se describe detalladamente a continuación.

De la ecuación 13.31 del libro Mecánica vectorial para ingenieros Dinámica 8ª edición se tiene que la fuerza de impacto está dada por:

$$F = \frac{m(v_1 - v_2)}{\Delta t} \quad (1)$$

Donde  $v_1$  es la velocidad a la cual cae el sujeto, es la masa de la persona,  $\Delta t$  el tiempo que dura el impacto  $F$  la fuerza con la cual impacta, y  $v_2$  la velocidad después del impacto.

Durante el impacto se presenta un periodo de restitución el cual depende de la magnitud de las fuerzas de impacto y de los materiales implicados en este, de la ecuación 13.43 (Beer, 2007) se tiene que:

$$e = \frac{v_2 - v_s}{v_1 - v_s} \quad (2)$$

Donde  $e$  es el coeficiente de restitución y  $v_s$  la velocidad del suelo, se puede considerar la cantidad de movimiento del suelo es igual a cero por ser su masa muy grande con respecto a la de la persona, lo que significa que  $v_s = 0$ , sustituyendo la hipótesis nos queda:

$$e = \frac{v_2}{v_1} \quad (3)$$

Despejando de la ecuación podemos escribir que:

$$v_1 e = v_2 \quad (4)$$

De las ecuaciones de caída libre, se plantean dos supuestos.

Entonces, reemplazando (4) en (1) tenemos:

$$F = \frac{m(v_1 - v_1 e)}{\Delta t} \quad (5)$$

Simplificando:

$$F = \frac{mv_1(1 - e)}{\Delta t} \quad (6)$$

Para el planteamiento de variables, se consideraron tres casos comunes de accidentes, los cuales se detallan a continuación.

**Caso 1:** la persona cae sin velocidad inicial desde su misma altura, tenemos que:

$$v = \sqrt{2gh} \quad (7)$$

Donde  $g$  es la aceleración de la gravedad dada en  $9.81 \text{ m/s}^2$ . Si se reemplaza  $v$  como  $v_2$  y  $h$  como  $h_2$  se tiene que la altura que se alcanza después del impacto está dada por la ecuación:

$$h_2 = \frac{v_2^2}{2g} \quad (8)$$

**Caso 2:** la persona con velocidad inicial desde su misma altura, tenemos que:

$$v_1 = \sqrt{v_0^2 + 2gh_1} \quad (9)$$

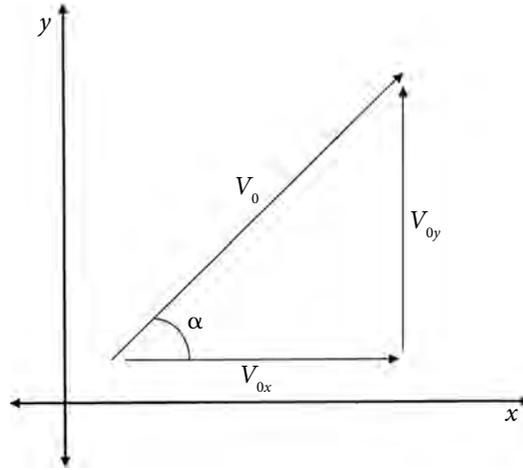
Donde  $v_0$  tiene dos componentes como se muestra en la figura 69 una vertical y otra horizontal, de las cuales nos interesa la vertical debido a que es la que empuja hacia el piso, tenemos que:

$$v_y = \text{sen}(\alpha)v_0 \quad (10)$$

Reemplazando 8 en 7 tenemos que,

$$v_1 = \sqrt{\text{sen}(\alpha)v_0^2 + 2gh_1} \quad (11)$$

Donde  $\alpha$  es el ángulo con el cual cae y la velocidad inicial que lleva la persona.

**Figura 68. Componentes de la velocidad inicial**

Fuente: elaboración propia.

**Caso 3:** la persona cae sin velocidad inicial desde una altura de 1 metro, tenemos que:

$$v = \sqrt{2g(h+1)} \quad (12)$$

Para el caso 1 tenemos que, reemplazando (5) en (4):

$$v_2 = e\sqrt{2gh_2} \quad (13)$$

Reemplazando (5) en (6) obtenemos:

$$F = \frac{m\sqrt{2gh_1}(1-e)}{\Delta t} \quad (14)$$

Para el segundo caso; reemplazando (11) en (6).

$$F = \frac{m\sqrt{\text{sen}(\alpha)v_0 + 2gh_1}(1-e)}{\Delta t} \quad (15)$$

Finalmente, para el tercer caso, reemplazando (12) en (6), obtenemos:

$$F = \frac{m\sqrt{2gh_1}(1-e)}{\Delta t} \quad (16)$$

Donde (14), (15) y (16) son las ecuaciones para encontrar la fuerza de impacto sobre el brazo.

Para el análisis del fenómeno físico se plantea la caída de una persona desde su misma altura cuando permanece quieta y cuando va corriendo, y una caída desde una altura superior como se muestra en las figuras 69 y 70, se considera los siguientes supuestos:

Variaciones de  $e = 0 - 0.9$  siendo 0 para choques inelásticos y 0,9 choques elásticos.

Se considera constante  $m = 70$  kg (masa promedio de una persona). (Max, n.d.).

Se considera  $h = 0.56 H$  altura al centro de masa. (Simms, Walsh, & Wood, 2004).

Se considera la altura de una persona de  $H = 1,70$  m (altura promedio de una persona) (Rabat & Rebollo, 2004) .

Variaciones de  $\Delta t$  entre 0.1 – 1 segundos.

Variaciones de  $\alpha$  entre 5 – 85 grados.

Se considera la velocidad a la cual iba corriendo la persona antes de caerse de  $v_0 = 3.53$  m/seg. (Carlsson & Lane, 1991).

**Figura 69. Caída de una altura superior**



Fuente: (Lázaro, 2011).

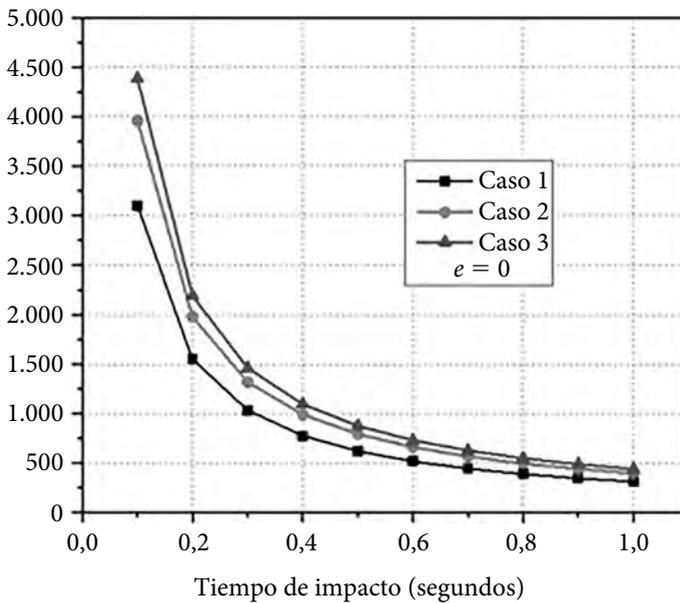
**Figura 70. Caída desde su misma altura**



Fuente: elaboración propia.

Se realizaron los cálculos en Excel, los datos obtenidos para el caso 1, caso 2 y caso 3 en el anexo K (ver anexo K). Para la simulación se trabajó con las máximas fuerza obtenida para cada caso las cuales sucedieron cuando  $e = 0$ ,  $t = 0.1$  y  $\alpha = 85^\circ$  las tres fuerzas se muestran en la tabla 31, en la figura 71 se puede observar las variaciones de fuerza cuando el coeficiente de restitución es igual a cero, es decir un choque totalmente inelástico.

**Figura 71. Curva fuerza contra tiempo de impacto para  $e = 0$**



Fuente: elaboración propia.

**Tabla 31. Resultados del cálculo de fuerza**

Caso	Fuerza (N)
Caída sin velocidad inicial desde los pies = caso 1	3100.0
Caída de un peatón corriendo = caso 2	3958,8
Caída de altura de 1 m = caso 3	4385

Fuente: elaboración propia.

En la tabla 31 se pueden apreciar las fuerzas obtenidas mediante el modelo físico, con las cuales se simuló el material en la geometría de la endoprótesis, la fuerza mayor obtenida ocurre cuando la persona cae de una altura de un metro, lo cual es un accidente muy cotidiano.

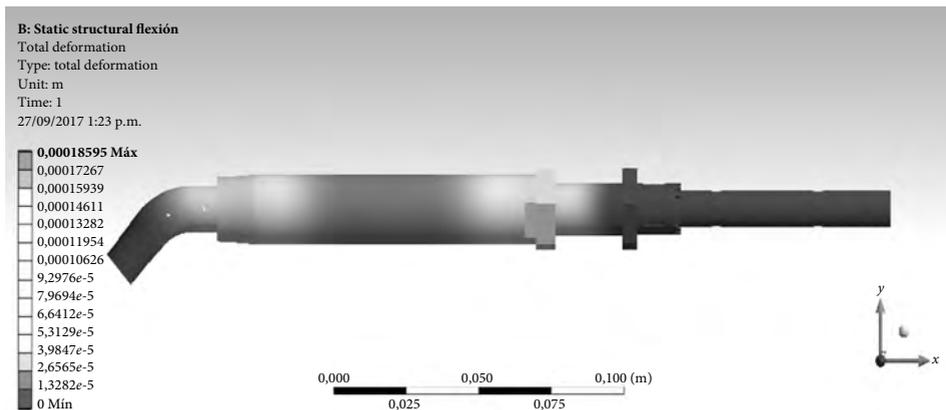
#### 4.3.3.2 Resultados de la simulación

A continuación, se presentan los resultados de las simulaciones realizadas con las fuerzas obtenidas para cada uno de los casos.

#### Ensayos con carga a flexión

Se realizaron ensayos con las diferentes cargas la cual se ubicado a un lado de la endoprótesis, para esta simulación se asume que el golpe ocurrió en un lado del brazo, para los tres casos simulados, los apoyos en el modelo se encuentran en los extremos, fijados en la misma ubicación que llevarían en el cuerpo.

En la figura 72 se observa la simulación realizada a la endoprótesis tumoral de húmero para el caso 3 con carga de 4.385 N.

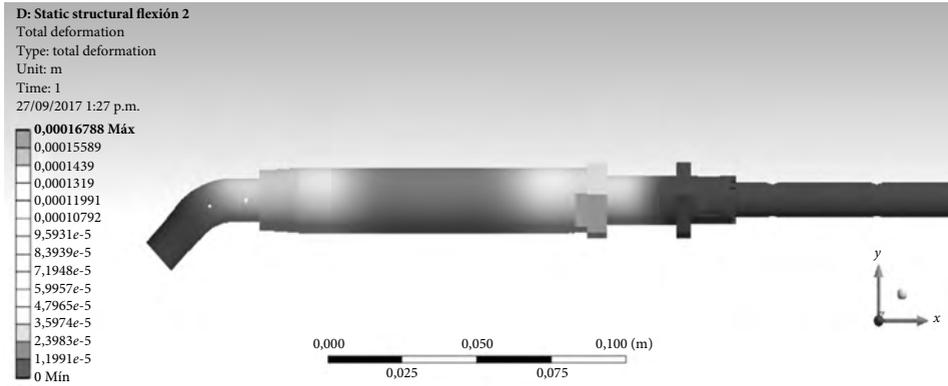
**Figura 72. Simulación de esfuerzo a flexión caso 3**

Fuente: elaboración propia.

La deformación causada por la fuerza es de 0,18 mm, este desplazamiento es pequeño considerando la longitud de la endoprótesis.

En la figura 73 se observa la simulación realizada para el caso 2 con una carga de 3958,8 N.

**Figura 73. Simulación de esfuerzo a flexión caso 2**

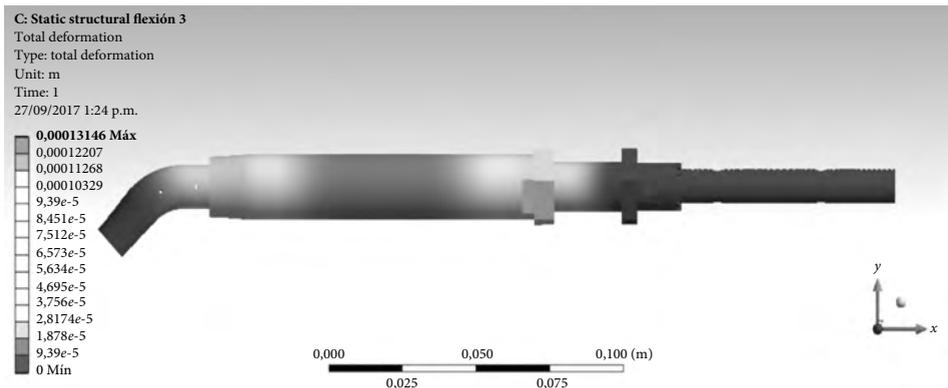


Fuente: elaboración propia.

El desplazamiento causado por la fuerza es de 0,16 mm, menor a la del caso 3 debido a que la fuerza aplicada es menor, esta deformación no afecta el correcto funcionamiento de la endoprótesis.

En la figura 75 se observa la simulación realizada a la endoprótesis tumoral para el caso 1 con una carga de 3.100 N.

**Figura 74. Simulación de esfuerzo a flexión caso 1**



Fuente: elaboración propia.

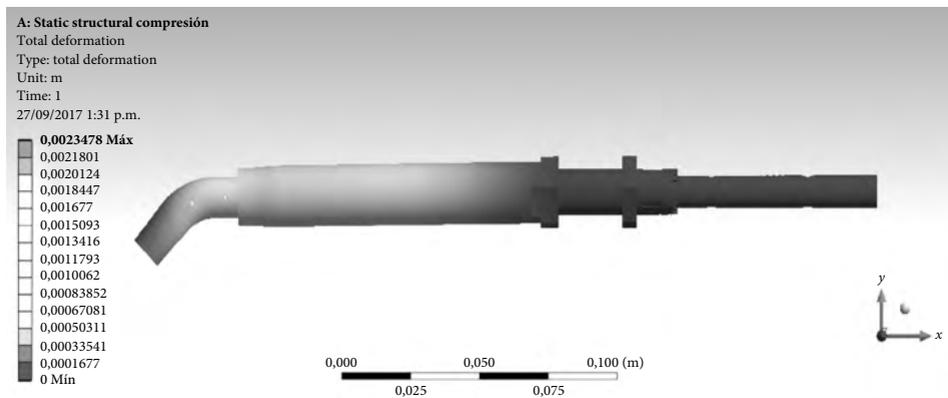
Como se aprecia en la figura 74, la deformación causada por la fuerza es de 0,13 mm.

### Ensayos carga a compresión

Se realizaron ensayos con la carga aplicada a compresión, ubicada en la cabeza del modelo, para esta simulación se asume que el golpe ocurrió en el codo, para los tres casos simulados, Los apoyos se encuentran ubicados en la parte inferior de la endoprótesis donde irían los clavos que unen la endoprótesis al hueso.

En la figura 75 se observa la simulación realizada a la endoprótesis tumoral de húmero para el caso 3 con carga de 4.385 N la cual es la carga máxima.

**Figura 75. Simulación de esfuerzo a compresión caso 3**

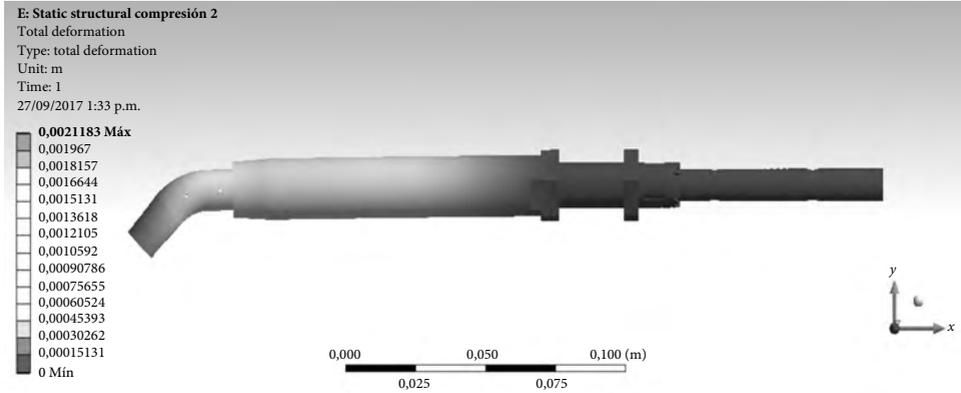


Fuente: elaboración propia.

La deformación máxima producida fue de 0,23 mm con respecto al eje  $x$ , produciéndose la mayor deformación en la parte superior de la endoprótesis y disminuyendo a lo largo del cuerpo de la misma.

En la figura 76 se observa el análisis realizado para el 2 caso.

**Figura 76. Simulación de esfuerzo a compresión caso 2**

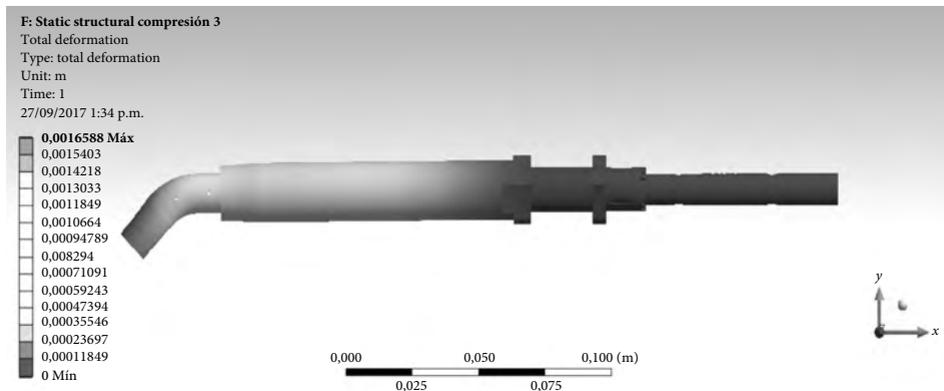


Fuente: elaboración propia.

La deformación máxima producida por la carga de 3.958,8 N fue de 0,21 mm con respecto al eje  $x$ , produciéndose la mayor deformación en la parte superior de la endoprótesis, disminuyendo esta deformación a lo largo del cuerpo de la misma.

En la figura 77 se observa el análisis realizado a la endoprótesis para el 1 caso.

**Figura 77. Simulación de esfuerzo a compresión caso 1**



Fuente: elaboración propia.

La deformación máxima producida por una carga de 3.100 N fue de 0,16 mm con respecto al eje  $x$ , produciéndose la mayor deformación en la parte superior de la endoprótesis, disminuyendo esta deformación a lo largo del cuerpo de la misma, en la tabla 35 se muestran las diferentes deformaciones para cada caso.

**Tabla 32. Resultados de las simulaciones**

Caso	Ensayo de flexión (mm)	Ensayo de compresión (mm)
Caso 1	0,13	0,154
Caso 2	0,16	0,21
Caso 3	0,18	0,23

Fuente: elaboración propia.

Como se puede apreciar en la tabla, las diferentes deformaciones generadas por las cargas para los diferentes casos son significativamente pequeñas, estas no generaron una ruptura o deformación excesiva en la endoprótesis que comprometiera el funcionamiento normal de esta.

## 4.4 Conclusiones

La proporción de monómero y entrecruzante del PMMA es un factor determinante para delimitar las diferentes propiedades del polímero, mediante el análisis experimental se determinó el porcentaje propicio para la aplicación requerida, obteniéndose una proporción de 3:1 en polvo-líquido del polímero.

Un factor característico para el desarrollo de un nanocompuesto es la proporción de reforzante en la matriz, mediante ensayos de laboratorio se definió un porcentaje que mostrará la mejora de las propiedades mecánicas y no la intervención como defecto en la matriz reforzada, el cual modificó química, mecánica y estructuralmente las propiedades de la matriz, en el desarrollo de este trabajo se definió el porcentaje adecuado de reforzante de 0,15% en peso para incrementar la resistencia a flexión, compresión y mejorar la tensión superficial del polímero.

Como resultado de los ensayos de laboratorio realizados, es posible concluir que se logró mejorar la microestructura del polímero y se obtuvieron propiedades mecánicas adecuadas para la posible implementación del nanocompuesto en la fabricación de la endoprótesis tumoral de húmero.

Las propiedades mecánicas obtenidas del nanocompuesto se encuentran por encima del hueso trabecular y un poco por debajo del hueso cortical, sin embargo, esta comparación no es determinante para concluir si las propiedades obtenidas del material resisten o son aptas para la implementación en la aplicación, por este motivo se realizó una simulación del material en la geometría de la endoprótesis, teniendo en cuenta ciertos parámetros como la altura de la caída, el tiempo de impacto y el coeficiente de restitución.

El material desarrollado es poco costoso, asequible, de menor densidad comparada con el titanio y el acero y de fácil manufactura ya sea en máquinas, por fundición o inyección; con la simulación se verificó que el nanocompuesto soporta la caída de una persona corriendo de una persona promedio de 70 kg de peso y 1,70 metros de altura, también soporta una caída hasta de 1 metro de altura de la misma persona, los cuales son golpes directos que inciden sobre el brazo y son bastantes frecuentes para la fractura del hueso.

## 4.5 Recomendaciones

Se recomienda implementar un método más industrial libre de oxígeno evitando la formación de burbujas (concentradores de esfuerzos) para la fabricación de las diferentes piezas de la endoprótesis.

Al material obtenido se le deben realizar pruebas invitro e invivo para asegurar la compatibilidad de este en el organismo.

Se debe plantear un proceso de manufactura para la fabricación de las diferentes piezas de la endoprótesis.

Para la obtención del nanocompuesto se deben mantener las condiciones del ambiente a una temperatura constante de 20 °C.

Es recomendable mantener a 2 °C el monómero y los entrecruzantes del PMMA antes de realizar la mezcla con el nano refuerzo para disminuir la viscosidad en la etapa de iniciación de los reactivos.

# ANEXO



## 5.1 Anexo A. Preparación del PMMA, enfoque varios autores

		Autor
«Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa» (Ng <i>et al.</i> , 2017)	Componentes	Simplex-P Radiopaque (Stryker Co, UK).
	Preparación	Se mezclaron con monómero líquido en una relación de 2 g / ml en una campana de flujo laminar de acuerdo con las instrucciones del fabricante.
	Componentes	Surgical Simplex RP <b>Líquido:</b> Metacrilato de metilo (monómero): 19.5 ml N, N - dimetil - paratoluidina: 0,5 ml Hidroquinona: 1,5 mg <b>Polvo:</b> Copolímero de metacrilato de metilo - estireno: 30 g N, Polimetacrilato de metilo: 6 g Sulfato barico: 4 g
Síntesis de PMMA sub-micrónica y nanométrica partículas vía polimerización de emulsión asistida por ultrasonido: hoja de flujo de proceso y caracterización (Aghayan & Rodríguez, 2012).	Componentes	MMA (pureza $\geq 99\%$ ), diclorhidrato de 2,2'-azobis (2-metilpropionamida) (AAPH), Tween® 20 (Tw20) fueron suministrados por Sigma Aldrich, y persulfato de amonio (APS) ( $\geq 98 + \%$ de pureza) y Triton™ X-100 (TX-100) fueron adquiridos a Acros Organics. Todos los químicos fueron usados sin purificación adicional. El agua utilizada para la síntesis en este trabajo es agua desionizada.
	Preparación	Las partículas de PMMA se sintetizaron a partir de mezclas de MMA (metacrilato de metilo) y agua, expuestas a diferentes sistemas de ultrasonidos y sucesivas etapas de sonicación como sigue: 20 kHz $\rightarrow$ 580 kHz $\rightarrow$ 858 kHz $\rightarrow$ 1138 kHz.  Las células ultrasónicas consisten en un reactor de vidrio sin fondo y están termo reguladas, de modo que la temperatura del medio no excede los 35 °C.

Continúa

<b>Autor</b>		
<p><b>Síntesis de PMMA sub-micrónica y nanométrica partículas vía polimerización de emulsión asistida por ultrasonido: hoja de flujo de proceso y caracterización (Aghayan &amp; Rodríguez, 2012).</b></p>	<p>Preparación</p>	<p>Para montar el sonotrodo LF en el reactor sin fondo, diseñamos una brida de sellado de acero inoxidable 316 L.</p> <p>Se ha mecanizado un collar adicional en el sonotrodo, precisamente en un nodo de vibración de modo que la onda acústica es menos perturbada. Una brida de sellado de acero inoxidable 316L de diseño interno se ha fijado a este collar, permitiendo la máxima transmisión de potencia y evitando el aumento de temperatura.</p> <p>Los compuestos se pesan a la relación en peso deseada, y el peso total se fija en 500,0 g para eliminar cualquier problema de escala.</p> <p>La irradiación ultrasónica se aplica entonces a la mezcla. Después de sonicación, la solución se muestra antes de la polimerización.</p> <p>El primer método utilizado es la polimerización por radicales TI: esto consiste en añadir APS (1 g / L) a la solución después de alcanzar una temperatura de <math>78 \pm 2</math> °C y permitir que las gotitas de MMA se polimerizan durante 15 minutos bajo agitación.</p> <p>El segundo método utilizado es la polimerización por radicales PI. Se añade AAPH (1,2 g / L) y se induce la polimerización durante 10 min bajo irradiación UV usando un sistema de curado UV Dymax 5.000 PC.</p> <p>La concentración de masa de los iniciadores es diferente, pero elegida para suministrar aproximadamente la misma cantidad de radicales: la concentración de radicales disponible correspondiente es de <math>4,4 \times 10^{-3}</math> mol / L en ambos casos. Si es apropiado, se añadieron tensioactivos (TX-100 y Tw20) a 0,15% w / w basado en el peso total de la mezcla. Para una cantidad inicial de MMA de 10% p / p, esto corresponde al 1,5% w / w basado en la cantidad de MMA, y al 6% para la cantidad inicial de MMA de 2,5% w / w.</p>

Continúa

<b>Autor</b>		
<p><b>Síntesis de PMMA sub-micrónica y nanométrica partículas vía polimerización de emulsión asistida por ultrasonido: hoja de flujo de proceso y caracterización (Aghayan &amp; Rodríguez, 2012).</b></p>	Preparación	<p>Las distribuciones de tamaño de partícula se midieron mediante DLS a 25 °C con un rayo láser de 633 nm y un detector de 90,0° con Zetasizer 3.000 HSa de Malvern.</p> <p>Los valores de tamaño presentados son valores medios de al menos 5 mediciones para cada muestra. Se estimó que el error relativo era igual a <math>\pm/ - 5\%</math> para estos resultados. Estas mediciones se controlaron dos veces usando un Malvern Nano ZS con un detector de espalda de 173°.</p> <p>No se observó diferencia en comparación con el Zetasizer 3.000 HSa. Además, el tamaño y la distribución del tamaño de las partículas se midieron después de la centrifugación y la redispersión de algunas muestras. No se señaló ninguna diferencia, lo que significa que las partículas sufren purificación por centrifugación sin coagulación irreversible.</p> <p>La centrifugación se procesó primero con 17.000 rpm durante 10 min usando una centrífuga Avanti J-E suministrada por Beckman Coulter.</p> <p>El sobrenadante se retiró, los tubos de centrifugación se rellenaron usando agua de grado Milli Q (1 <math>\mu\text{S} / \text{cm}</math> y 4 <math>\mu\text{g} / \text{L}</math> de carbono orgánico total) y las partículas se redispersaron sumergiendo tubos en un baño ultrasónico S30 Elmasonic de 37 kHz durante 5 min. Esta operación se repitió entonces. Después de este segundo paso, la conductividad de la suspensión coloidal se redujo de 1 <math>\text{ms} / \text{cm}</math> (solución coloidal cruda) a 32 <math>\mu\text{S} / \text{cm}</math>.</p>
	Resultados	<p>Se definió un tiempo de espera de 10 minutos después del paso inicial de 20 kHz, antes de cualquier otra exposición o polimerización por ultrasonidos. Este último se llevó a cabo utilizando métodos iniciados por calor o photo-iniciados a lo largo del estudio. Sorprendentemente, un umbral aparece después de 858 kHz para la disminución del tamaño de partícula, ciertamente debido a los altos contenidos de MMA usados aquí, requeridos si operan en el objetivo final de gran volumen de partículas de producción. Esto puede ser parcialmente equilibrado.</p> <p>Por la introducción de pequeñas cantidades de tensioactivos, dando como resultado valiosos contenidos sólidos de partículas, con una distribución de diámetro estrecho y rendimientos interesantes.</p>

Continúa

<b>Autor</b>		
<p><b>Síntesis de PMMA sub-micrónica y nanométrica partículas vía polimerización de emulsión asistida por ultrasonido: hoja de flujo de proceso y caracterización (Aghayan &amp; Rodríguez, 2012).</b></p>	<p>Resultados</p>	<p>En general, para una mezcla de MMA al 2,5% w / w con Tween® 20 al 0,15% w / w, una secuencia que consiste en sonicación de 10 minutos a 20 kHz, seguido por tiempo de espera de 10 minutos y sonicación sucesiva de 10 minutos a 580 kHz y 858 kHz Antes de la polimerización termoiniciada final proporciona una producción de 93 nm de tamaño de partícula, con distribución estrecha, y con un rendimiento de 71,9%.</p> <p>Ajustando diversos parámetros ultrasónicos, modificando la naturaleza del tensioactivo o cambiando entre el modo de polimerización iniciado térmicamente o foto iniciado, será posible ajustar el tamaño de partícula entre 78-310 nm. Estas partículas de tamaño controlado se sintetizaron con un rendimiento de síntesis de 7,5 - 85% (correspondiente a un contenido de partículas de 7,5 - 40 g/l), dependiendo de los parámetros operativos.</p> <p>La síntesis por ultrasonido es fácil de implementar y eficiente en el tiempo, asegurando el éxito de la optimización de la apertura de aplicaciones industriales para este tipo de partículas poliméricas.</p>
<p><b>Investigaciones en la síntesis ultrasónica en dos etapas de los nano compuestos de PMMA / ZnO mediante polimerización en emulsión <i>in situ</i> (Poddar, Sharma, &amp; Moholkar, 2016)</b></p>	<p>Procedimiento</p>	<p>Antes de las reacciones de polimerización, el inhibidor en el monómero de MMA se eliminó mediante la técnica de adsorción.</p> <p>El MMA se pasó dos veces a través de un lecho de polvo de alúmina neutra para eliminar los inhibidores presentes en el monómero.</p>

Fuente: elaboración propia.

## 5.2 Anexo B. PMMA reforzado con nano sílice diferentes autores

Autor		
<p><b>Análisis del calorímetro de cono de poli (metil Metacrilato) -silina nano compuestos. Hungría (Shen <i>et al.</i>, 2017)</b></p>	<p>Características de las nano partículas de sílice</p>	<p>Dos tipos de nano sílice con diferentes agentes de tratamiento superficial, a saber, KH 550 y KH 570, se recogieron de Nano US. Su dosis recomendada es 0,5-5,5% en masa. El diámetro promedio oscilaba entre 20 y 30 nm.</p>
	<p>Características del cemento</p>	<p>Metacrilato de metilo (MMA) y 1,10 - Azobis (ciclohexanocarbonitrilo) (ABCN) como monómero e iniciador, respectivamente.</p>
	<p>Procedimiento</p>	<p>El monómero MMA se colocó en un vial de reacción de vidrio con un tabique de silicona en la parte superior. La nano sílice modificado superficialmente se añadió al monómero bajo agitación magnética. La cantidad de la carga varió dependiendo de la carga de los nano compuestos. Para este estudio, 1, 2 y 4% en masa de se prepararon nano compuestos portadores de sílice. La agitación continuó durante media hora seguida de sonicación durante otra media hora. El procedimiento de sonicación ayudo en la desgasificación de cualquier oxígeno disuelto. Después de sonicación, Se añadió el iniciador ABCN a 0,2% en masa del MMA. Para eliminar adicionalmente el oxígeno disuelto, la solución fue inertizada por burbujeo de gas nitrógeno a través de él durante aproximadamente 10 minutos. Se agitó continuamente mientras el proceso inerte tuvo lugar. Después del proceso de inertización, el vial de reacción fue sumergido en un baño de aceite mantenido a una temperatura de <math>70 \pm 1</math> °C mientras la agitación continuaba.</p>
	<p>Propiedades</p>	<p>Las pruebas que se realizaron a las probetas fueron de calor efectivo de combustión, rendimiento medio de CO<sub>2</sub>, liberación máxima de calor (PHRR), liberación total de calor (THR), tiempo de ignición (<math>t_{ing}</math>), tasa media de pérdida de masa específica (<math>MLR_{ave}</math>), área media de extinción (<math>SEA_m</math>).</p>

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>Análisis del calorímetro de cono de poli (metil Metacrilato) -silina nano compuestos. Hungría (Shen <i>et al.</i>, 2017)</b></p>	<p>Conclusiones</p>	<p>Mediante la consideración exhaustiva de la velocidad de liberación de calor, liberación total de calor y la tasa de pérdida de masa, es el mejor rendimiento de la retardación de llama se puede alcanzar por 4% en peso de sílice no reticulada PMMA muestras, seguido por 4% en masa de muestras de PMMA reticuladas con sílice. Ordenado las muestras de PMMA tienen el peor rendimiento de retardante de llama en comparación con otros PMMA que contienen sílice muestras. Esta investigación indica que los retardantes de llama propiedades se pueden mejorar significativamente incorporando una pequeña cantidad de partículas de nano sílice en el poli (metilmetacrilato) para formar nano compuestos poliméricos.</p>
<p><b>Evidencia experimental del efecto de tamaño en polímeros nano-reforzados: Caso de sílice PMMA reforzado. Francia. (Blivi <i>et al.</i>, 2016)</b></p>	<p>Características de las nano partículas de sílice</p>	<p>Se compraron esferas de sílice (nanopartículas). De XL Sci-Tech, Inc en Estados Unidos, con diferentes diámetros (15 nm, 25 nm, 60 nm, 150 nm y 500 nm).</p>
	<p>Características del cemento</p>	<p>El PMMA comercial (índice de flujo de fusión = 1,22 g / min, densidad = 1,18) se adquirió como Pellets de LG PMMA Corporation (Corea).</p>
	<p>Procedimiento</p>	<p>El PMMA reforzado con nanopartículas se fabricó en tres etapas: dispersión, mezcla e inyección. Los gránulos de PMMA se secaron en el horno durante 3 horas a 40 °C. Las nanopartículas de sílice dispersado en DMF por una máquina ultrasónica durante 30 min. Se añadieron pastillas de PMMA a la DMF-nanopartículas y se agitó mediante varilla magnética a 400 rpm a 90 °C durante tres horas. La mezcla se moldeó en película. La película se secó en estufa a 100 °C durante cinco horas y después se mezcló en un Micro 5cc Twin Screw Compounder (DSM) a 210 °C y una velocidad de tornillo de 80 rpm durante 20 Min. Se inyectaron PMMA y compuestos de sílice a 220 °C en muestras de mancuernas a 55 °C.</p>

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>Evidencia experimental del efecto de tamaño en polímeros nano-reforzados: Caso de sílice PMMA reforzado. Francia. (Blivi <i>et al.</i>, 2016)</b></p>	<p>Propiedades</p>	<p>Se le realizaron pruebas mecánicas y terminas a las diferentes composiciones de PMMA.</p> <p>Análisis termo gravimétrico: esta prueba demuestra que PMMA sufre una sola descomposición mientras que los nano compuestos PMMA/sílice experimentan una descomposición en dos etapas. En el PMMA puro la descomposición se produce a 325 °C y termina a 425 °C. Al final del ensayo (la matriz se quemó completamente). Para los nano compuestos, el primer paso la descomposición se produce a casi 250 °C seguida por el segundo paso alrededor de 325 °C. 3 a 5% se observó pérdida de peso durante la primera etapa de descomposición de los nano compuestos debidos a la ruptura de enlaces entre las partículas y las cadenas de la matriz.</p> <p>Microscopia electrónica de transmisión: los resultados de esta prueba mostraron que, a mayor tamaño de partícula, más homogénea es la distribución en la matriz, las partículas de menor tamaño se encontraban aglomeradas en una cadena, mientras que el mayor tamaño se distribuían de manera más homogénea por toda la matriz.</p> <p>Efecto del tamaño en el módulo de Young: se observó un aumento significativo en el PMMA/nano sílice independientemente del tamaño de partícula, ya que las partículas de nano sílice poseen altas propiedades elásticas (<math>E = 71</math> GPa). Se observó un aumento mayor con partículas de menor diámetro 15 y 500 nm refleja una ganancia de 55,6 y 41,9 en el módulo de Young.</p> <p>PMMA = 2,48 GPa PMMA/nano sílice = 3.88 GPa</p>

Continúa.

Autor		
<p><b>Evidencia experimental del efecto de tamaño en polímeros nano-reforzados: Caso de sílice PMMA reforzado. Francia. (Blivi <i>et al.</i>, 2016)</b></p>	<p>Conclusiones</p>	<p>Los nano compuestos PMMA / sílice con mejor estabilidad mecánica y térmica fueron obtenidos con éxito por una extrusión de tornillo e inyección. Los rellenos actúan en forma macroscópica sobre las propiedades mecánicas y térmicas y también a través de su tamaño. En efecto, todos los nano compuestos mostraron una mejora significativa en el módulo de Young, lo que indica un efecto de la rigidez de las partículas sobre el endurecimiento de la matriz. Además, el tamaño de partícula y dispersión juegan un papel importante aumentando o disminuyendo la transferencia que afectan la capacidad de carga de los materiales. La degradación térmica de los polímeros se asocia en gran parte con la restricción de la movilidad molecular. La mejora en la degradación térmica es causada por el tamaño reducido de las partículas que aumentaron su número y restringieron los sitios de degradación en el polímero.</p> <p>Aunque se mejoraron las propiedades mecánicas y las estabilidades térmicas, los nano compuestos de polímero / sílice mostraron una disminución de las propiedades térmicas. Todos los nano compuestos revelaron una transición vítrea menor que la del PMMA puro. Sin embargo, el efecto de tamaño también se muestra por un aumento en la transición vítrea con disminución del tamaño. En este caso, el efecto de tamaño fue impulsado por la débil interacción interfacial entre partículas y cadena de polímero. Funcionalizada las partículas, la interacción interfacial puede ser mejorada y se podría mejorar la transición vítrea.</p>

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>Caracterización multiescalar del acrílico Modificado con un mesoporosa funcionalizada Nanopartículas de sílice Estados unidos (Slane, Vivanco, Ebenstein, Squire, &amp; Ploeg, 2014).</b></p>	<p>Características de las nano partículas de sílice</p>	<p>Diámetro de la partícula: 200nm</p> <p>Se utilizaron tres tipos de MSNs en relaciones de carga de 0,1 y 0,2% en peso (0.1 and 0<sub>2</sub> wt/wt) con respecto a el polvo: Sin modificar (SiO<sub>2</sub>), funcionalizado con propilamina (Nh 2) y ácido propilcarboxílico funcionalizado (COOH).</p> <p>Las MSNs tenía un área superficial de 720 m<sup>2</sup> / g, un diámetro medio de poro de 4,5 nm y un volumen de poro total de 0,82 cm<sup>3</sup> / g.</p>
	<p>Características de las nano partículas de sílice</p>	<p>Polvo:</p> <p>33,6 g de poli (metacrilato de metilo)</p> <p>0,3 g de peróxido de benzoilo</p> <p>6,1 g de dióxido de zirconio (un radio pacificador) y escasa clorofila</p> <p>Monómero líquido:</p> <p>18,4 g de metilmetacrilato (&lt;30 ppm hidroquinona utilizada como inhibidor)</p> <p>0,4 g de N, N - dimetil - p - toluidina.</p>
	<p>Procedimiento</p>	<p>Para todas las pruebas se utilizó una proporción de polvo a monómero de 2:1</p> <p>MSNs se dispersaron dentro del monómero líquido usando un homogeneizador ultrasónico. La mezcla monómera / MSN se sónico dentro de un recipiente de reacción con camisa.</p> <p>Circulando continuamente agua fría a través del recipiente. Adicionalmente, el homogeneizador fue operado en un modo de potencia pulsada para mitigar el calentamiento del monómero.</p> <p>Para la configuración de mezcla de configuración, la potencia acústica suministrada calculada es 15 w, que se determinó usando el método calorimétrico.</p> <p>La mezcla se transfirió inmediatamente a una cámara de vacío después de la sonicación y se sometió a una presión de vacío de \ sim 800 mbar por 3 minutos.</p>

Continúa.

<b>Autor</b>																																									
<p><b>Caracterización multiescalar del acrílico Modificado con un mesoporosa funcionalizada Nanopartículas de sílice Estados unidos (Slane, Vivanco, Ebenstein, Squire, &amp; Ploeg, 2014).</b></p>	Procedimiento	<p>El monómero y el polvo se combinaron a mano en un recipiente de mezcla de polímero durante 30 s, en moldes de aluminio y se dejó curar durante 30 minutos.</p> <p>Después de la retirada del molde, las muestras se mojaron con papel de 400 grit carburo de silicio.</p> <p>Para asegurar las muestras se almacenaron durante una semana en condiciones ambientales (21 1C, 22% de humedad) antes de realizar cualquier prueba.</p>																																							
	Propiedades	<p>Resultados de pruebas</p> <p>En la tabla 36, 37 y 38 se pueden apreciar los resultados de cada prueba realizada por el autor, con los cuales este llega a las conclusiones del trabajo.</p> <p><b>Tabla 36. Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas mecánicas estáticas. Flexión y resistencia a la flexión</b></p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>Muestra</th> <th>Ef(GPa)</th> <th><math>\sigma_f</math>(Mpa)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fabricante</td> <td>2.81 ± 0.09</td> <td>72.07 ± 3.38</td> </tr> <tr> <td>0.1% SiO<sub>2</sub></td> <td>2.78 ± 0.06</td> <td>70.53 ± 2.91</td> </tr> <tr> <td>0.2% SiO<sub>2</sub></td> <td>2.77 ± 0.08</td> <td>69.93 ± 3.99</td> </tr> <tr> <td>0.1% NH<sub>2</sub></td> <td>2.77 ± 0.04</td> <td>72.01 ± 1.67</td> </tr> <tr> <td>0.2% NH<sub>2</sub></td> <td>2.71 ± 0.07</td> <td>70.38 ± 2.57</td> </tr> <tr> <td>0.1% COOH</td> <td>2.69 ± 0.05</td> <td>70.61 ± 2.17</td> </tr> <tr> <td>0.2% COOH</td> <td>2.79 ± 0.02</td> <td>70.01 ± 3.67</td> </tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;">Fuente: (Slane <i>et al.</i>, 2014).</p> <p><b>Tabla 37. Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas de microindentación H – dureza</b></p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>Muestra</th> <th>H (Mpa)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fabricante</td> <td>172.8 ± 3.2</td> </tr> <tr> <td>0.1% SiO<sub>2</sub></td> <td>179.2 ± 1.7</td> </tr> <tr> <td>0.2% SiO<sub>2</sub></td> <td>187.7 ± 2.5</td> </tr> <tr> <td>0.1% NH<sub>2</sub></td> <td>182.6 ± 1.9</td> </tr> <tr> <td>0.2% NH<sub>2</sub></td> <td>186.6 ± 2.3</td> </tr> <tr> <td>0.1% COOH</td> <td>185.4 ± 3.7</td> </tr> <tr> <td>0.2% COOH</td> <td>182.6 ± 3.7</td> </tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;">Fuente: (Slane <i>et al.</i>, 2014)</p>	Muestra	Ef(GPa)	$\sigma_f$ (Mpa)	Fabricante	2.81 ± 0.09	72.07 ± 3.38	0.1% SiO <sub>2</sub>	2.78 ± 0.06	70.53 ± 2.91	0.2% SiO <sub>2</sub>	2.77 ± 0.08	69.93 ± 3.99	0.1% NH <sub>2</sub>	2.77 ± 0.04	72.01 ± 1.67	0.2% NH <sub>2</sub>	2.71 ± 0.07	70.38 ± 2.57	0.1% COOH	2.69 ± 0.05	70.61 ± 2.17	0.2% COOH	2.79 ± 0.02	70.01 ± 3.67	Muestra	H (Mpa)	Fabricante	172.8 ± 3.2	0.1% SiO <sub>2</sub>	179.2 ± 1.7	0.2% SiO <sub>2</sub>	187.7 ± 2.5	0.1% NH <sub>2</sub>	182.6 ± 1.9	0.2% NH <sub>2</sub>	186.6 ± 2.3	0.1% COOH	185.4 ± 3.7	0.2% COOH
Muestra	Ef(GPa)	$\sigma_f$ (Mpa)																																							
Fabricante	2.81 ± 0.09	72.07 ± 3.38																																							
0.1% SiO <sub>2</sub>	2.78 ± 0.06	70.53 ± 2.91																																							
0.2% SiO <sub>2</sub>	2.77 ± 0.08	69.93 ± 3.99																																							
0.1% NH <sub>2</sub>	2.77 ± 0.04	72.01 ± 1.67																																							
0.2% NH <sub>2</sub>	2.71 ± 0.07	70.38 ± 2.57																																							
0.1% COOH	2.69 ± 0.05	70.61 ± 2.17																																							
0.2% COOH	2.79 ± 0.02	70.01 ± 3.67																																							
Muestra	H (Mpa)																																								
Fabricante	172.8 ± 3.2																																								
0.1% SiO <sub>2</sub>	179.2 ± 1.7																																								
0.2% SiO <sub>2</sub>	187.7 ± 2.5																																								
0.1% NH <sub>2</sub>	182.6 ± 1.9																																								
0.2% NH <sub>2</sub>	186.6 ± 2.3																																								
0.1% COOH	185.4 ± 3.7																																								
0.2% COOH	182.6 ± 3.7																																								

Continúa.

Autor																		
<b>Caracterización multiescalar del acrílico Modificado con un mesoporosa funcionalizada Nanopartículas de sílice Estados unidos (Slane, Vivanco, Ebenstein, Squire, &amp; Ploeg, 2014).</b>	Propiedades	<p align="center"><b>Tabla 38. Resultados obtenidos pruebas de nanoindentacion H- dureza</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Muestra</th> <th>H (Mpa)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fabricante</td> <td>195.7 ± 3.2</td> </tr> <tr> <td>0.1% SiO<sub>2</sub></td> <td>207.4 ± 1.7</td> </tr> <tr> <td>0.2% SiO<sub>2</sub></td> <td>179.2 ± 2.5</td> </tr> <tr> <td>0.1% NH<sub>2</sub></td> <td>203.2 ± 1.9</td> </tr> <tr> <td>0.2% NH<sub>2</sub></td> <td>217.8 ± 2.3</td> </tr> <tr> <td>0.1% COOH</td> <td>217.0 ± 3.7</td> </tr> <tr> <td>0.2% COOH</td> <td>203.2 ± 3.7</td> </tr> </tbody> </table> <p align="center">Fuente: (Slane <i>et al.</i>, 2014).</p>	Muestra	H (Mpa)	Fabricante	195.7 ± 3.2	0.1% SiO <sub>2</sub>	207.4 ± 1.7	0.2% SiO <sub>2</sub>	179.2 ± 2.5	0.1% NH <sub>2</sub>	203.2 ± 1.9	0.2% NH <sub>2</sub>	217.8 ± 2.3	0.1% COOH	217.0 ± 3.7	0.2% COOH	203.2 ± 3.7
	Muestra	H (Mpa)																
Fabricante	195.7 ± 3.2																	
0.1% SiO <sub>2</sub>	207.4 ± 1.7																	
0.2% SiO <sub>2</sub>	179.2 ± 2.5																	
0.1% NH <sub>2</sub>	203.2 ± 1.9																	
0.2% NH <sub>2</sub>	217.8 ± 2.3																	
0.1% COOH	217.0 ± 3.7																	
0.2% COOH	203.2 ± 3.7																	
Conclusiones	<p>Las relaciones de carga de los MSNs utilizados eran insuficientes para influir en las propiedades de nivel macro del cemento.</p> <p>Estos resultados sugieren que las relaciones de carga de sílice mesoporosa utilizadas no son un material de refuerzo eficaz en cemento óseo acrílico.</p>																	
<b>Modificación de cemento óseo acrílico con mesoporosa Nanopartículas de sílice: Efectos sobre la mecánica, la fatiga y propiedades de absorción Estados unidos (Slane <i>et al.</i>, 2014).</b>	Características de las nanopartículas de sílice	<p>Se adquirieron nanopartículas de sílice mesoporosa de una empresa de suministro de productos químicos.</p> <p>El diámetro medio de las partículas fue 200 nm, según lo informado por el proveedor.</p> <p>Las MSNs tenían un área superficial de 719 m<sup>2</sup> / g, un diámetro medio de poro de 4,5 nm y un volumen de poro total de 0,82 cm<sup>3</sup> / g.</p>																
	Características del cemento	<p>En polvo contiene 33,6 g de poli (metilmetal-Crilato) 6,1 g de dióxido de zirconio (radiopacidad), 0,3 g de peróxido de benzoilo, 0,8 g de gentamicina (0,5 g de sulfato) y trazas de clorofila.</p> <p>El monómero líquido consiste en 18,4 g de metacrilato de metilo, 0,4 g de N, N - dimetil - p - toluidina Trazas de clorofila (colorante) y Hidroquinona (asa inhibitor).</p>																

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>Modificación de cemento óseo acrílico con mesoporosa Nanopartículas de sílice: Efectos sobre la mecánica, la fatiga y propiedades de absorción</b></p> <p>Estados unidos (Slane <i>et al.</i>, 2014).</p>	<p>Procedimiento</p>	<p>Antes del comienzo de la preparación de la muestra, los componentes en polvo y líquido del cemento se almacenaron en 4 °C durante al menos 2 h para permitir una fase de trabajo de viscosidad constante.</p> <p>Los MSNs se dispersaron en el monómero líquido usando un homogeneizador ultrasónico equipado con una punta de titanio sólido de 9,5 mm usando un tiempo de sonicación de 8 minutos.</p> <p>Con el fin de evitar un exceso de Monómero, el homogeneizador se hizo funcionar en modo de potencia apulsado y la mezcla se sumergió en un baño de hielo-agua.</p> <p>La mezcla de MSN / monómero se combinó entonces con el componente en polvo y se mezcló a mano en condiciones atmosféricas en un recipiente de polímero de acuerdo con las instrucciones del fabricante del cemento. Una vez que se alcanzó la fase de masa del cemento, la mezcla se espatuló en un molde de aluminio y se dejó curar durante 30 minutos, después de lo cual las muestras se mojaron en tierra usando papel de 400 gr de carburo de silicio. Cualquier espécimen con defectos superficiales visibles (poros, grietas, incompleto) fue excluido del análisis. Las muestras se colocaron entonces en 10 ml de solución salina tamponada con fosfato (PBS) y se almacenaron en una incubadora que funcionaba a 37 °C durante al menos 21 días para asegurar una polimerización e hidratación completas.</p> <p>En la tabla 39 se observa la composición utilizada para este proceso. El componente en polvo contiene 0,5 g de gentamicina y la relación de polvo a monómero se mantuvo constante a 2,04, como recomienda el fabricante de cemento.</p>

Continúa.

		<b>Autor</b>			
<b>Modificación de cemento óseo acrílico con mesoporo- sa Nanopartículas de sílice: Efectos sobre la mecánica, la fatiga y propiedades de absorción</b> <b>Estados unidos (Slane et al., 2014).</b>	Procedimiento	Todas las muestras se curaron en PBS durante 21 días antes de la prueba.			
		<b>Tabla 39. Composición de mezclas usadas</b>			
		<b>Cemento</b>	<b>Polvo (g)</b>	<b>Msns gramos (wt%)</b>	<b>Monómero (mL)</b>
		Palacos R + G (fabricante)	40.8	0 (0)	20
		0.5 % MSN	40.8	0.204 (0.5)	20.1
		2% MSN	40.8	0.816 (2.0)	20.4
		5 % MSN	40.8	2.04 (5.0)	21
		Fuente. (Slane et al., 2014).			
	Propiedades	<p>Resultados</p> <p>Según Norma ISO 5833 las propiedades mecánicas estáticas para cementos óseos son de Resistencia a la flexión: 50 MPa; - módulo de flexión: 1.800 Mpa, - resistencia a la compresión: 70 Mpa.</p> <p>Todos los cementos óseos reforzados con sílice utilizados en este artículo, cumplen o exceden estos requisitos.</p> <p>Excepto el compuesto de 5% de MSNs para la resistencia a la flexión que está por debajo de los 50 MPa.</p>			
	Conclusiones	<p>Los resultados de este estudio indicaron que el uso de MsNs en cemento oseo PMMA mejoraron varias propiedades mecánicas estáticas, el grado de hidratación y el porcentaje de elución total mientras se degrada gravemente las propiedades de fatiga del cemento y tenacidad a la fractura.</p> <p>El autor concluye que las MsNs usadas en este estudio no son un material de refuerzo eficaz para su uso en cemento óseo acrílico.</p>			

Continúa.

<b>Autor</b>		
<b>Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa (Ng et al., 2017).</b>	Características de las nano partículas de sílice	<p>Gentamicina (GTMC), poli (etilenglicol) -bloque-poli (propilenglicol) -blockpoly (etilenglicol) (Pluronic P123) ortosilicato de tetraetilo (TEOS, 98%).</p> <p>Se prepararon nanopartículas de sílice mesoporosa (MSNs) usando síntesis mediada por fluorocarbono-surfactante (Han y Ying, 2004). Se disolvió un total de 0,5 g de Pluronic P123 y 1,4 g de FC-4 en 80 ml de solución de HCl 0,02 M a 30 °C, seguido de la introducción de 2,0 g de TEOS bajo agitación. La solución se agitó continuamente a 30 °C durante 24 h y luego se transfirió a una botella de polipropileno y se mantuvo a 100 °C durante 24 h. El sólido resultante se recuperó por centrifugación y se lavó dos veces con agua desionizada, después se secó a 55 °C durante 12 h. El material se calentó desde la temperatura ambiente hasta 550 °C a una velocidad de calentamiento de 2 °C / min y después se calcinó en aire durante 6 h para eliminar las moléculas molde.</p> <p>Se usaron 0,24 gr de sílice en cada probeta.</p>
	Características del cemento	<p>Simplex-P Radiopaque (Stryker Co, UK) y Smart-set- HV</p> <p>Se mezclaron con monómero líquido en una relación de 2 g / ml en una campana de flujo laminar de acuerdo con las instrucciones del fabricante.</p> <p>Se utilizaron vigas rectangulares (25 × 10 × 2 mm) para los ensayos de flexión, mientras que se prepararon muestras cilíndricas (6 mm de diámetro y 12 mm de altura) para los ensayos de elución de antibióticos y prueba de compresión, respectivamente. El molde relleno se prensó entre dos placas de vidrio para endurecer durante la noche a temperatura ambiente.</p>

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa (Ng et al., 2017).</b></p>	<p>Procedimiento</p>	<p>Se dispersó un total de 0,24 g de MSNs por ultrasonificación en 4 ml de solución acuosa que contenía 0,08 g de GTMC y se envejeció durante 3 horas.</p> <p>Posteriormente, se sumergieron 1,68 g de polvo de cemento de hueso Simplex-P en la suspensión acuosa para formar una suspensión con agitación.</p> <p>La mezcla húmeda se secó a vacío a temperatura ambiente durante más de 1 día. Finalmente, el cemento de hueso cargado con GTMC-MSN seco se trituró a polvo fino.</p> <p>Las superficies externas y fracturadas de los cementos óseos se examinaron mediante un microscopio electrónico de barrido de alta resolución que funcionaba a 5 keV bajo la imagen electrónica secundaria (SEI) (LEI). Antes del análisis, las muestras se montaron en cintas adhesivas de doble cara adhesivas y se recubrieron con oro durante 1 minuto mediante un recubridor por pulverización catódica.</p> <p>Las estructuras porosas internas de los MSNs se observaron mediante microscopio electrónico de transmisión de alta resolución (TEM) TECNAI F20 (G2) (FEI, Philips Electron Optics, Holland) a 200 kV.</p>
	<p>Propiedades</p>	<p>Nanopartículas: un tamaño medio de 100-600 nm de longitud y 100 nm de diámetro.</p> <p>Tanto los cementos óseos originales (Simplex-P como Smartset-HV) tienen una resistencia a la compresión de más de 89 MPa y un módulo de flexión de más de 6,7 GPa.</p>

Continúa.

Autor																																		
<p><b>Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa (Ng et al., 2017).</b></p>	<p>Propiedades</p>	<p>En la figura 78 se muestran la resistencia a la flexión de varias muestras utilizadas por el autor.</p> <p style="text-align: center;"><b>Figura 78. Resistencia a la flexión de varias muestras</b></p> <table border="1" style="margin-top: 10px;"> <caption>Data for Figura 78: Resistencia a la flexión (%)</caption> <thead> <tr> <th>Muestra</th> <th>Fresco</th> <th>3 meses</th> <th>6 meses</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Simplex-P</td> <td>~95</td> <td>~100</td> <td>~95</td> </tr> <tr> <td>Smartset-HV</td> <td>~90</td> <td>~92</td> <td>~93</td> </tr> <tr> <td>BC-1</td> <td>~92</td> <td>~98</td> <td>~90</td> </tr> <tr> <td>BC-2</td> <td>~75</td> <td>~75</td> <td>~73</td> </tr> <tr> <td>BC-3</td> <td>~75</td> <td>~62</td> <td>~60</td> </tr> <tr> <td>BC-4</td> <td>~75</td> <td>~65</td> <td>~60</td> </tr> <tr> <td>Smartset-GHV</td> <td>~78</td> <td>~80</td> <td>~75</td> </tr> </tbody> </table> <p style="text-align: center;">Fuente: (Ng et al., 2017).</p>	Muestra	Fresco	3 meses	6 meses	Simplex-P	~95	~100	~95	Smartset-HV	~90	~92	~93	BC-1	~92	~98	~90	BC-2	~75	~75	~73	BC-3	~75	~62	~60	BC-4	~75	~65	~60	Smartset-GHV	~78	~80	~75
	Muestra	Fresco	3 meses	6 meses																														
Simplex-P	~95	~100	~95																															
Smartset-HV	~90	~92	~93																															
BC-1	~92	~98	~90																															
BC-2	~75	~75	~73																															
BC-3	~75	~62	~60																															
BC-4	~75	~65	~60																															
Smartset-GHV	~78	~80	~75																															
<p>Conclusiones</p>	<p>Los resultados indican que los cementos óseos basados en PMMA funcionalizados con MSNs demostraron una liberación mejorada de antibióticos sin inducir efectos deletéreos sobre las propiedades mecánicas de soporte de los cementos.</p> <p>Se cree que la presencia de MSNs en la matriz de cemento óseo después de la liberación o envejecimiento del fármaco sostiene la estructura de los cementos óseos, preservando así su resistencia mecánica.</p>																																	
<p><b>PMMA / nano compuestos de sílice mesoporoso: efecto de la estructura del armazón y del tamaño de poro sobre las propiedades termomecánicas (F.-A. Zhang, Lee, &amp; Pinna-vaia, 2010)</b></p>	<p>Características de las nano partículas de sílice</p>	<p>Surfactante de tetraetilortosilicato (TEOS, Aldrich), cloruro de cetiltrimetilamonio (<math>C_{16}H_{33}(CH_3)_3NCl</math>) a razón de tensoactivo / Si de 0,6 y 1,0, respectivamente.</p> <p>La sílice mesoporosa se secó a vacío a 100 °C durante 24 h para eliminar el agua de poro residual.</p>																																
	<p>Características del cemento</p>	<p>Metacrilato de metilo (MMA, 99%), persulfato de amonio de grado reactivo (98%) (APS), dodecil sulfato de sodio (SDS) y tensoactivo no iónico TERGITOL NP-9</p> <p>Sulfato de aluminio de calidad reactiva. El bicarbonato de sodio (calidad de reactivo).</p> <p>El MMA se destiló a presión reducida antes de su uso.</p>																																

Continúa.

<b>Autor</b>		
<p><b>PMMA / nano compuestos de sílice mesoporoso: efecto de la estructura del armazón y del tamaño de poro sobre las propiedades termomecánicas</b> (F.-A. Zhang, Lee, &amp; Pinnavaia, 2010)</p>	<p>Procedimiento</p>	<p>Las reacciones de polimerización en emulsión se llevaron a cabo en un reactor de vidrio de 250 ml equipado con un condensador de reflujo, un agitador de acero inoxidable y un termómetro. El contenido de polímero de la emulsión era del 40% en peso. Para el procedimiento de polimerización en emulsión discontinua <i>in situ</i>, se añadieron agua (90,0 g), TERGITOL NP-9 (1,20 g), SDS (1,20 g), MMA (60,0 g), bicarbonato sódico (0,20 g), APS (0,18 g) y mesoporoso Sílice (3,0 g) en el reactor en el orden indicado. Al comienzo de la polimerización, el recipiente de reacción se sonicó durante 20 minutos, seguido de purgado con nitrógeno durante 20 minutos, y luego el sistema se calentó a 75 °C durante 3 horas. La emulsión se desmulsionó mediante la adición de una solución acuosa al 10% de <math>Al_2(SO_4)_3</math>. Los productos sólidos se filtraron, se lavaron minuciosamente con agua y luego se secaron a 60 °C en una estufa de vacío durante 24 horas. Los nano compuestos terminales de PMMA / MS se formaron por moldeo por compresión a una presión de 250 °C y 170 MPa como se informó en nuestro trabajo anterior.</p>

Fuente: elaboración propia.

### 5.3 Anexo C. Síntesis de nanopartículas vía sol-gel en el mundo

Autor	Proceso	Resultados
	Componentes	
<p><b>Desarrollo de nuevos nano compuestos híbridos biocompatibles basados en poliuretano-sílice preparada por proceso de sol-ge"</b></p> <p>Irán</p> <p>(Rashti <i>et al.</i>, 2016).</p>	<p>-Acetona como Solvente para agua.</p> <p>-TEOS.</p> <p>- Agua desionizada.</p> <p>Procedimiento:</p> <p>Se disolvió una mol de TEOS en 3,4 moles de acetona y una mol de agua desionizada se añadió a la solución. Después de completar el mezclado, se añadió NH<sub>4</sub>OH como catalizadores y el pH se ajustó a 9, respectivamente. Después de agitar la solución a temperatura ambiente, trimetoxisocinatosilano en un molar igual Proporción con TEOS.</p>	<p>Se observó mediante Microscopia Electrónica de Barrido con un aumento de 25 K un promedio de diámetro de las partículas de nano sílice de 17-24,5 nm.</p> <p>Redes condensadas con alto grado de ramificación lograda.</p>
	Componentes	
<p><b>Estudio experimental de síntesis y caracterización de nanopartículas de sílice a través del método sol-gel</b></p> <p>Irán</p> <p>(Tabatabaei, Shukohfar, Aghababazadeh, &amp; Mirhabibi, 2006).</p>	<p>-(Orto silicato de tetra etilo) TEOS.</p> <p>-Solución acuosa de hidróxido de amonio (NH<sub>4</sub>OH).</p> <p>-Etanol (EtOH).</p> <p>-Agua utilizada para la preparación de la muestra. La cual se purificó tanto por intercambio iónico como por destilación.</p>	

Continúa.

	Procedimiento	
<p style="text-align: center;"><b>Estudio experimental de síntesis y caracterización de nanopartículas de sílice a través del método sol-gel</b></p> <p style="text-align: center;"><b>Irán</b></p> <p style="text-align: center;"><b>(Tabatabaei, Shukohfar, Aghababazadeh, &amp; Mirhabibi, 2006).</b></p>	<p>Los reactivos se mezclaron en las dos soluciones de tiempo de partida de etanol: (I) TEOS / EtOH; Y (II) NH<sub>4</sub>OH / H<sub>2</sub>O / EtOH. Los contenidos de las soluciones (I) y (II) se ajustaron de manera que las concentraciones de TEOS, H<sub>2</sub>O y NH<sub>4</sub>OH estuvieran en las concentraciones prescritas. Las soluciones se prepararon en una guantera a temperatura ambiente Bajo aire seco. La humedad en la guantera se mantuvo por debajo de un pequeño porcentaje. Las soluciones (I) y (II) se mezclaron entre sí a 298 K, y la mezcla se agitó vigorosamente a mano para aproximadamente 6s. El glicerol se añadió directamente a la mezcla agua / amoníaco / etanol antes de la Adición de TEOS. Dependiendo de la relación molar diferente de los reactivos, la reacción de condensación comenzó después de varias veces. Esto podría observarse fácilmente, porque, después de la reacción de hidrólisis invisible que forma silicio, la condensación del ácido silícico sobresaturado se indicó mediante una opalescencia creciente de la mezcla la cual comenzó de 2 a 10 minutos después de añadir el TEOS. Después de esta transformación, en la suspensión se formó un blanco turbio después de unos minutos más. Se prepararon muestras para la observación de SEM y TEM Diluyendo el líquido de muestra con etanol y dispersando con ultrasonido.</p>	

Continúa.

	Componentes	
<p><b>Efecto de <math>\text{SiCl}_4</math> en la preparación de sílice de estructura mixta funcionalizada a partir de nanopartículas mono-dispersas de sílice por el método sol-gel</b></p> <p><b>Brasil</b> (Moreno, Cardoso, Ferrão, Moncada, &amp; dos Santos, 2016).</p>	<p>-TEOS. -Etanol absoluto. -Amonio</p>	<p>Para cada formulación de nano sílice se observaron diferentes diámetros de partículas.</p> <p>26,3 nm para N3, 28,2 nm para N7 y se observó que el diámetro hidrodinámico aumenta con la concentración de TEOS.</p>
	Procedimiento	
<p><b>Efecto de <math>\text{SiCl}_4</math> en la preparación de sílice de estructura mixta funcionalizada a partir de nanopartículas mono-dispersas de sílice por el método sol-gel</b></p> <p><b>Brasil</b> (Moreno, Cardoso, Ferrão, Moncada, &amp; dos Santos, 2016).</p>	<p>Se emplearon dos rutas diferentes para preparar nanopartículas de sílice mediante la hidrólisis de TEOS. En el método M1, dos soluciones estaban preparados. El primero (A) fue una mezcla de TEOS 0,5 M disuelto en 15 ml de etanol absoluto. En la segunda (B), una solución de amonio 0,5 M se disolvió en 5 ml de etanol y 3 ml de agua. Entonces, la solución B se añadió gota a gota a la solución A, a una velocidad de 0,2 ml min<sup>-1</sup> y se agitó durante 3 h a temperatura ambiente. Al final de la reacción, se obtuvieron nanopartículas en suspensión. Se obtuvieron 4 formulaciones de partículas de nano sílice.</p>	<p>En el caso de NCL, el diámetro es inferior o superior al de N, dependiendo de la concentración de <math>\text{SiCl}_4</math>, el diámetro de <math>\text{N}_7\text{Cl}_{20}</math> es 51,1 nm y el de <math>\text{N}_7\text{Cl}_{10}</math> es 20,3 nm.</p>

Continúa.

	Componentes	
<p><b>Fácil síntesis sol – gel de reducción de nano compuestos de óxido de grafeno/ sílice</b></p> <p><b>Alemania</b></p> <p><b>(Hintze, Morita, Riedel, Ionescu, &amp; Mera, 2016) .</b></p>	<p>- TEOS (Orto silicato de tetrástilo)</p> <p>-Agua.</p> <p>-Etanol.</p> <p>Se obtuvo mediante hidrólisis y condensación de TEOS básicas en agua/ etanol para dar geles homogéneos.</p>	<p>Mediante la técnica de microscopía electrónica de transmisión se pudieron observar un tamaño de partícula aproximado de 35 nm.</p>
<p><b>Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en biomedicina</b></p> <p><b>Barcelona</b></p> <p><b>(Llinas &amp; Sánchez, 2014).</b></p>	<p>El procedimiento estándar consiste en mezclar un precursor de silicato, generalmente Tetraetilortosilicato (TEOS), con un surfactante catiónico, siendo el más utilizado el bromuro de cetiltrimetilamonio (CTAB), a una temperatura comprendida entre 30 y 60 °C en medio básico (pH = 11).</p> <p>Las nanopartículas se forman mediante el proceso de sol-gel catalizado en medio básico, según dos reacciones clave, hidrólisis y condensación primera etapa del proceso consiste en la hidrólisis del alcóxidos. En esta etapa se obtiene una suspensión coloidal que contiene partículas de tamaño inferior a 100 nm a la vez que se forman grupos silanol (Si-OH) y se libera el alcohol correspondiente a continuación, los grupos silanol polimerizan por condensación, formando estructuras tridimensionales unidas por enlaces siloxano (Si-O-Si) con eliminación de agua y alcohol concomitante. En esta segunda etapa de condensación se forma un gel, más o menos compacto y denso.</p>	

Continúa.

	<b>Componentes</b>	
<p><b>Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en biomedicina</b> <b>Barcelona</b> <b>(Llinas &amp; Sánchez, 2014).</b></p>	<p>De todos estos factores se ha determinado que el que más afecta al tamaño de la MNP es la proporción de base respecto a la cantidad de TEOS, seguido de la temperatura. Finalmente, se debe liberar el surfactante del interior de los poros. Para ello se pueden seguir tres métodos: reflujado en alcohol acidulado con ácido clorhídrico, un tratamiento con nitrato amónico o mediante calcinación.</p> <p>Para aplicaciones biomédicas, las MNPs deben presentar un tamaño uniforme que este comprendido, idealmente, entre 50-100 nm ya que por debajo de este rango las nanopartículas resultan ser algo citotóxicas y difíciles de obtener, mientras que por encima se trata de nanopartículas demasiado grandes que o bien no podrían ser inyectadas o serían fácilmente eliminadas del organismo.</p>	

Continúa.

	<b>Componentes</b>	
<p><b>Síntesis de nanopartículas de sílice mesoporosa por sol-gel como nanocontainer para futuras aplicaciones de administración de fármacos</b></p> <p><b>España</b></p> <p><b>(Vazquez, González, Ferrari, &amp; Castro, 2017).</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-TEOS.</li> <li>-Bromuro de cetiltrimetilamonio (CTAB).</li> <li>-Etanol absoluto.</li> <li>-Agua.</li> <li>-Amoniaco.</li> </ul>	<p>El tamaño medio de partícula de 0,3CTAB: 600H<sub>2</sub>O es mayor que el de 0,3CTAB: 1200H<sub>2</sub>O, siendo 1,6 <math>\mu</math>m y 530 nm, respectivamente. Significa que el crecimiento de las partículas es promovido en una determinada dirección. La morfología textural asociada con el surfactante y la concentración de agua debido a los mecanismos de formación de micelas y disposición de CTAB están influenciadas por la formulación precursora. Al incrementar la cantidad de agua, las partículas de sílice se expanden y crecen siguiendo la configuración micelar. La dilución de la solución cambia la configuración de los micrófonos tensioactivos que forman agregados que encapsulan el precursor de sílice disminuyendo la hidrólisis del TEOS y promoviendo el crecimiento de la partícula de sílice mesoporosa en la dirección que es perpendicular a la alineación de poros.</p>
	<p style="text-align: center;"><b>Procedimiento</b></p> <p>Se añadió CTAB a la primera disolución y se mantuvo bajo agitación durante 15 min. A continuación, se añadió TEOS gota a gota bajo agitación continua durante 2 h a temperatura ambiente. La solución se volvió opaca casi inmediatamente, indicando que la reacción había comenzado. La pulpa blanca precipitada se filtró y se lavó con agua desionizada. Las partículas se secaron a temperatura ambiente durante la noche. A continuación, las partículas se calcinaron a 550 °C durante 3 h para eliminar el tensioactivo. La relación molar final de TEOS / EtOH se fijó a 1/20 y las proporciones molares de H<sub>2</sub>O / NH<sub>3</sub> · H<sub>2</sub>O / CTAB fueron variadas.</p>	

Continúa.

	<b>Componentes</b>	
<p style="text-align: center;"><b>Diseño y desarrollo de sistemas de liberación sostenida de gliburida en nanopartículas de sílice</b> <b>India</b> <b>(Patil, Patil, Sonawane, &amp; Naik, 2017)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-TEOS.</li> <li>-Bromuro de hexadeciltrimetilamonio (CTAB).</li> <li>- Agua.</li> <li>-Di-etil.</li> </ul>	<p>Las características superficiales de Si-GBL fueron examinadas por FE-SEM. Donde se observó que las partículas son discretas y esféricas con un rango de tamaño de 250-590 nm.</p>
	<b>Procedimiento</b>	
	<p>Se utilizó TEOS como precursor. Brevemente, se añadieron 1,2 g de CTAB con 16 ml de se tomó agua en un matraz de dos cuellos. Después se añadieron 80 ml de di-etil se añadió éter al agua. Se mantuvo en un agitador magnético durante 15-20 minutos envolviendo un extremo del matraz con aluminio y el otro con un grifo de parada. Después de esto se añadieron 2 ml de amoniaco a la mezcla bajo agitación vigorosa agitando hasta formar una mezcla homogénea. Cuando la solución se homogeneizo, se añadieron 4 ml de TEOS a través del grifo de parada, manteniendo el otro extremo cerrado, se continuó la agitación durante 24 h. El material sintetizado se centrifugó a 19.000 rpm durante 5 minutos y se lavó con agua desionizada. La centrifugación y el lavado se llevó a cabo 4-5 veces hasta que se obtuvo una solución clara. El producto final fue recolectado en una placa de Petri y se mantuvo en un horno durante la noche a <math>60 \pm 1</math> °C para la eliminación del agua. El producto final se calcinó a 550 °C durante 6 h y se utilizó para su posterior caracterización.</p>	

Continúa.

	<b>Componentes</b>	
<b>Tribología de revestimientos compuestos de sol-gel hidrofóbicos reforzados con nanopartículas de sílice</b> Estados Unidos. (Banerjee, Kessman, Cairns, & Sierros, 2014).	El precursor de alcóxido usado fue tetraetoxisilano (TEOS, ortosilicato de tetraetilo 99%, Acros Organics) y el silano fluorado funcional utilizado fue un perfluoropoliéter silano (PFPE, Fluorolink S10, Solvay Solexis).	
	<b>Procedimiento</b>	
	<p>Se hidrolizaron TEOS y PFPE con agua, alcohol isopropílico (IPA) y una pequeña cantidad de ácido clorhídrico (HCl) en la relación molar 0,98 TEOS: 0,02 PFPE: 4H<sub>2</sub>O:1 IPA: 0,01 HCl y se agitó durante 1 hora usando una agitadora magnética.</p> <p>El sol se diluyó luego con IPA y butanol (BtOH) para una relación molar final de 0,98 TEOS: 0,02 PFPE: 4 H<sub>2</sub>O:10 IPA: 0,01 HCl: 2BtOH.</p> <p>El siguiente paso fue añadir la sílice coloidal a concentraciones variables. Estas concentraciones de sílice se calcularon como un porcentaje del peso combinado del precursor TEOS y PFPE utilizado y variaron de 0 a 10% en peso.</p>	Las nanopartículas de sílice coloidal añadidas utilizadas fueron de 20 nm de diámetro dispersadas en etilenglicol a una concentración del 30% (DP5820, Nyacol Nano Technologies).

Fuente: elaboración propia.

## 5.4 Anexo D. Síntesis de nanopartículas de sílice por sol-gel en el ámbito nacional

Autor	Componentes/Procedimiento	Resultados
<p><b>Encapsulación de un fármaco en nanopartículas sílice sintetizada vía sol gel asistido por micro emulsión de micelas inversa. Colombia. (Jaramillo, 2013).</b></p>	Componentes	<p>Mono dispersas, de morfología esférica y de tamaños en el rango nanométrico.</p> <p><math>R = [H_2O] / [Tritón X-100]</math> en 9,2;  <math>p = [Metanol] / [Tritón x-100]</math> en 4,5 y  <math>h = [Agua] / [TEOS]</math> en 59,1).</p> <p>Para <math>T = 2</math> horas el tamaño de la partícula fue de 25nm con una morfología esférica.</p> <p>Para <math>T = 4</math> horas el tamaño de la partícula fue de 35 nm con una morfología esférica.</p>
	Procedimiento	
	<p>-Tetraetilortosilicato (TEOS, Merck) como precursor de sílice</p> <p>-Tritón X-100 (Sigma-Aldrich) como surfactante</p> <p>-Etanol del 98% de pureza (Merck) como co surfactante</p> <p>- Ciclohexano con 99.5% de pureza (Carlo Erba), como fase oleosa.</p> <p>Mezcla del surfactante, el co-surfactante y la fase oleosa a 700 rpm durante 15 minutos a temperatura ambiente, para formar la micro emulsión. Se ajusta el medio a un pH básico, con una solución de Hidróxido de amonio acuoso (Merck), con el fin de catalizar las reacciones de polimerización necesarias para el crecimiento de las partículas de sílice, que se forman en la siguiente etapa. Por último, se agrega el precursor de sílice (TEOS) que posibilita la hidrólisis y condensación de las moléculas de sílice dentro de la micela.</p> <p>Se utilizaron dos tiempos de agitación de la mezcla: 2 y 24 horas, pasado este tiempo se procede a romper la micro emulsión con la adición de etanol. Para recuperar las nanopartículas obtenidas, se centrifugan, son lavadas con etanol y agua para eliminar los excesos de surfactante y co-surfactante aun presentes en las nanopartículas.</p>	

Continúa.

	Procedimiento	
<p><b>Encapsulación de un fármaco en nanopartículas sílice sintetizada vía sol gel asistido por micro emulsión de micelas inversa. Colombia. (Jaramillo, 2013).</b></p>	<p>Los parámetros <math>h = [H_2O]/[TEOS]</math> y <math>R = [H_2O]/[Tritón\ X-100]</math> son parámetros dependientes del cambio en la concentración del hidróxido de amonio ya que, la variación de este implica un cambio en la concentración de agua presente, lo cual afecta de forma directa el tamaño de partícula.</p>	<p>-25 nm de diámetro mono dispersas y sin aglomeraciones. -35 nm de diámetro, poli dispersa y con formación de clúster o aglomeraciones a 2 horas, se variarán los parámetros de síntesis manteniendo fijo el <math>t</math>. Se varió <math>R</math> Para este caso, fueron añadidas diferentes concentraciones de hidróxido de amonio (0,8; 0,6; 0,4; 0,2 M), A mayores valores de <math>R</math>, se obtienen tamaños de partícula más pequeños (en el rango nanométrico), con morfologías esféricas y monodispersidad bien definida.</p>

Continúa.

	<b>Procedimiento</b>	
<p style="text-align: center;"><b>Síntesis y funcionalización de nanopartículas de sílice con morfología esférica Colombia. (Pereira <i>et al.</i>, 2007)</b></p>	<p><b>Síntesis de partículas para 150 nm</b></p>	<p>Sílice sin funcionalizar: se puede observar dos tamaños de partícula, 158,0 nm (<math>\pm 0,91</math> nm) para temperatura ambiente y de 80,5 nm (<math>\pm 0,15</math> nm) a 60 °C.</p>
	<p>Se mezclan en un balón de fondo plano 312,5 mL de etanol con 22,5 mL de hidróxido de amonio y 9 mL de TEOS bajo agitación magnética a 300 rpm por 24 horas sellando el sistema para evitar pérdida de materia. La suspensión obtenida se filtra y lava varias veces con etanol y agua para eliminar sales de amonio remanentes hasta pH neutro.</p>	<p>Sílice funcionalizada sintetizada a temperatura ambiente: el tamaño de partícula no varía (<math>\approx 158</math> nm) El espectro de la sílice sin funcionalizar se observa un pico a <math>3.410\text{ cm}^{-1}</math> asociado a la extensión de grupos Si-OH y extensión OH agua remanente cuya presencia se corrobora por la banda en <math>1.630\text{ cm}^{-1}</math> que corresponde a la flexión de los enlaces H-O-H. Una banda intensa en <math>1.096\text{ cm}^{-1}</math> atribuida al estiramiento de los enlaces Si-O-Si y en <math>956\text{ cm}^{-1}</math> una banda característica para la flexión de enlaces tipo Si-OH.</p>
	<p style="text-align: center;"><b>Síntesis de partículas de 80 nm</b></p> <p>Manteniendo constante las proporciones anteriores, en un balón de fondo plano equipado con condensador se calienta la mezcla hasta 60 °C por 24 °C. Posteriormente se evapora la fase líquida a 70 °C obteniéndose partículas de sílice de 80 nm aproximadamente.</p> <p style="text-align: center;"><b>Activación de la superficie de sílice</b></p> <p>Para liberar las partículas de agua adsorbida en la superficie y evitar que interfieran en la funcionalización las nanopartículas se someten a un proceso de calentamiento a 120 °C al vacío por 44 horas.</p>	

Continúa.

	Procedimiento	
<p><b>Síntesis y funcionalización de nanopartículas de sílice con morfología esférica Colombia. (Pereira <i>et al.</i>, 2007)</b></p>	<p><b>Funcionalización de las partículas de sílice</b></p> <p>1,0 g de sílice se someten a reflujo en tolueno a 150 °C por 24 horas en presencia de 1,0 ml de AMPS con agitación magnética constante de 300 rpm. Al finalizar el tiempo de reacción se separan por centrifugación y se lavan con tolueno, etanol y agua consecutivamente con el mismo procedimiento de separación para eliminar solvente y funcionalizante remanentes, por último, se secan a 150 °C por 24 horas evaporando posibles residuos adsorbidos.</p>	<p>En el espectro de la sílice funcionalizada (Sílica-AMPS) se observan bandas de absorción extra en 3.440 cm<sup>-1</sup>, 1560 cm<sup>-1</sup> debidas a la presencia de extensión y flexión de enlaces N-H de los grupos amino, a 2.940 cm<sup>-1</sup> y 1494 cm<sup>-1</sup> debidas a los estiramientos y flexiones de los enlaces C-H saturados.</p> <p>La sílice sin funcionalizar de 80 nm presenta una pérdida de 2,389% y la de 150 nm solo 1,498%, lo cual permite concluir que la concentración de grupos silanol en la superficie de la sílice de menor tamaño es mayor debido a que presenta un área superficial más alta.</p> <p>La funcionalización de la nanopartícula de sílice no afecta el tamaño, pero produce efectos de aglomeración.</p>

Fuente: elaboración propia.

## 5.5 Anexo E. Clasificación de los materiales usado en las partes del cuerpo

Aplicación	Materiales utilizados
Esquelético	
Reemplazo de articulaciones (cadera, rodilla)	Titanio
	Aleaciones TI-AL-V
	Acero inoxidable
	Polietileno (PE)
Placas óseas	Aleaciones de cobalto-cromo
	Acero inoxidable
Cemento óseo	Polimetilmetacrilato (PMMA)
Reparación de defectos óseos	Hidroxiapatita (HAP)
Tendones y ligamentos artificiales	Teflón
	Dacron
Implantes dentales	Titanio
	Óxido de aluminio
	Fosfato de calcio
Sistema cardiovascular	
Corazón artificial	Poliuretano (PU)
Sustituto de la piel	Silicona
	Colágeno compuesto
Riñón artificial (Diálisis)	Celulosa
	Poliacrilonitrilo
Máquina de corazón-pulmón	Silicona
Órganos de los sentidos	
Reemplazo coclear	Electrodos de platino
Lentes intraoculares	PMMA
	Silicona
	Hidrogeles
Lentes de contacto	Acrilatos de silicona
	Hidrogeles
	Hidrogeles de colágeno

Fuente: elaboración propia.

## 5.6 Anexo F. Aplicación de materiales biocompatibles

Material	Aplicación
<b>Metales</b>	
Acero316L	Alambres guías, válvulas mecánicas de corazón, implantes ortopédicos e odontológicos, placas para fracturas, clavos, tornillos, soportes para corazones artificiales, comando para marcapasos y estimuladores eléctricos implantables.
Aleaciones Co-Cr	
Titanio Puro	
Ti6Al4V	
Tantalio	
Nitinol	
<b>Cerámicos</b>	
Alúmina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	Recubrimientos de implantes endo óseos, cirugía reconstructiva, implantes odontológicos, implantes ortopédicos.
Circona	
Hidroxiapatita	
Fosfato Tricalcio	
Bio-vidrios	
Vitrocerámica	
<b>Polímeros</b>	
Acrílicos	Liberación controlada de medicamento, unión ósea, suturas, cirugía reconstructiva, placas ortopédicas, catetes, tubos, válvulas cardiacas, cemento óseo, lentes intraoculares, soporte para implantes extra corpóreos, implantes para cirugía plástica.
Poliésteres	
Poliuretanos	
Poliamidas	
Silicones	
Polimetilmetacrilato	
Polímeros Epóxidos	
Co-polímeros de ácido láctico-ácido glicólico	
Poli coprolactona	
Poli orto esterés	
<b>Materiales reabsorbibles</b>	
Hidroxiapatita de baja densidad	Implantes óseos, injertos vasculares, válvulas cardiacas, tendones, ligamentos, sustitutivo de pericardio, relleno óseo.
Fosfato tricalcio	
Copolímeros de Ácido Poliláctico/Poliglicólico	
Poli aminoácidos	
Poli orto esterés	
Poli coprolactonas	
Colágeno	

Continúa.

Material	Aplicación
<b>Metales</b>	
Carbono pirolítico (isotrópico de baja temperatura)	Válvulas cardíacas y grupos cardiovasculares, grupos en polímeros sensibles a la temperatura.
Carbono isotrópico de ultra baja temperatura	
<b>Recubrimientos pasivos</b>	
Albúmina	Trombo resistente, lubricante de aguas, arrastre reducido de catéter.
Cadenas de alcanos	
Fluorocarbonatos	
Ácido hialurónico	
Hidrogeles	
Aceite de silicon	
<b>Recubrimientos bioactivos</b>	
Hidroxiapatita	Trombo resistente, mejorar adherencia celular, resistencia a la infección, recubrimiento de implantes Endo óseos
Trombo resistencia	
Membranas antimicrobianas	
Trombolíticos	
Proteínas	
Péptidos	
<b>Macro moléculas derivadas</b>	
Quitosana	Membranas de hemodiálisis, liberación controlada de medicamento, antiadhesivos, tejidos para corazón, suturas, tejidos experimentales trombo resistentes, sistemas curativos, órganos híbridos.
Colágeno	
Elastina	
Ácido hialurónico	
Acetatos de celulosa	
Fosfolípidos	

Fuente: elaboración propia.

## 5.7 Anexo G. Escalas y cargas de las pruebas de dureza

Escala	Carga preliminar	Carga total	Penetrador	Materiales típicos probados
A	98,07 N (10 kgf)	588,4 N (60 kgf)	Cono de diamante	Los carburos cementados, el acero fino, y el acero endurecido caso superficial.
B	98,07 N (10 kgf)	980,7 N (100 kgf)	Bola de 1/16"	Aleaciones de cobre, aceros blandos, aleaciones de aluminio, hierro maleable, etc.
C	98,07 N (10 kgf)	1471 N (150 kgf)	Cono de diamante	Acero, hierros fundidos duros, hierro maleable perlítico, titanio, acero endurecido en caja profunda, y otros materiales más duros que 100 en la escala Rockwell B.
D	98,07 N (10 kgf)	980,7 N (100 kgf)	Cono de diamante	Acero fino y acero templado de caja media, y hierro maleable perlítico.
E	98,07 N (10 kgf)	980,7 N (100 kgf)	Bola de 1/8"	Hierro fundido, aleaciones de aluminio y magnesio, y metales portadores.
F	98,07 N (10 kgf)	588,4 N (60 kgf)	Bola de 1/16"	Aleaciones de cobre recocido, y chapas finas y delgadas.
G	98,07 N (10 kgf)	1471 N (150 kgf)	Bola de 1/16"	Hierros maleables, aleaciones cobre-níquel-zinc y cuproníquel.
H	98,07 N (10 kgf)	588,4 N (60 kgf)	Bola de 1/8"	Aluminio, zinc y plomo.
K	98,07 N (10 kgf)	1471 N (150 kgf)	Bola de 1/4"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.
L	98,07 N (10 kgf)	588,4 N (60 kgf)	Bola de 1/4"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.
M	98,07 N (10 kgf)	980,7 N (100 kgf)	Bola de 1/4"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.

Continúa.

Escala	Carga preliminar	Carga total	Penetrador	Materiales típicos probados
P	98,07 N (10 kgf)	1471 N (150 kgf)	Bola de 1/4"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.
R	98,07 N (10 kgf)	588,4 N (60 kgf)	Bola de 1/2"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.
S	98,07 N (10 kgf)	980,7 N (100 kgf)	Bola de 1/2"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.
V	98,07 N (10 kgf)	1471 N (150 kgf)	Bola de 1/2"	Teniendo metales y otros materiales muy suaves o delgados. Utilice la pelota más pequeña y la carga más pesada que no le dé efecto al yunque.

Fuente: elaboración propia.

## 5.8 Anexo H. Proporciones probetas PMMA- nanopartículas de sílice

Número de muestra	Cantidad de sílice (mg)	Tipo de nano sílice	Peso (gr)
1	0,3	C-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4,5478
2	1,5	C- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	4,1276
3	3,0	C - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,3285
4	4,5	C - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	4,2873
5	6,0	C - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,2592
6	0,3	C1 -SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4,5931
7	1,5	C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	4,4488
8	3,0	C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,3050
9	4,5	C1- SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	4,4742
10	6,0	C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,7165
11	0,3	C2 -SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4.3895
12	1,5	C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	4,5446
13	3,0	C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,6832
14	4,5	C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	4.5348
15	6,0	C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,5856
16	0.3	SC-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4.635
17	1,5	SC- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	4,5656
18	3,0	SC - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,8965
19	4,5	SC - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	4.4562
20	6,0	SC - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,5624
21	0,3	SC1-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4.4985
22	1,5	SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,05%	4,3456
23	3,0	SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,6598
24	4,5	SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,15%	4,7254
25	6,0	SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,3452
26	0,3	SC2-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	4.4122
27	1,5	SC2- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	4,6633
28	3,0	SC2 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	4,7741
29	4,5	SC2- SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	4,7654
30	6,0	SC2- SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	4,7451

Fuente: elaboración propia.

## 5.9 Anexo I. Resultados preliminares de ensayo de dureza

Muestra	Promedio (HRE)
C-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	74,40
C- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	76,44
C - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	77,30
C - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	79,45
C - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	79,88
C1 -SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	60,45
C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	66,85
C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	74,21
C1- SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	78,84
C1 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	83,70
C2 -SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	62,35
C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	64,52
C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	67,25
C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	67,99
C2 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	69,21
SC-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	65,63
SC- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	69,32
SC - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	72,54
SC - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	76,40
SC - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	78,50
SC1-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	83,14
SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	68,12
SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	58,80
SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	69,52
SC1 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	83,70
SC2-SiO <sub>2</sub> - 0,01 %	65,16
SC2- SiO <sub>2</sub> - 0,05 %	69,60
SC2 - SiO <sub>2</sub> - 0,1%	70,72
SC2- SiO <sub>2</sub> - 0,15 %	66,80
SC2 - SiO <sub>2</sub> - 0,2 %	66,50

Fuente: elaboración propia.

## 5.10 Anexo J. Tabla de resultados modelo físico

### Resultados para modelo sin velocidad inicial, caída desde los pies y caída de altura

e	Altura $h_1$ (m)	Tiempo t(seg)	Fuerza F(N)	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,00	2,00	0,10	4384,93	0,00	6,26
0,10	2,00	0,10	3946,44	0,63	6,26
0,20	2,00	0,10	3507,94	1,25	6,26
0,00	1,00	0,10	3100,61	0,00	4,43
0,30	2,00	0,10	3069,45	1,88	6,26
0,10	1,00	0,10	2790,55	0,44	4,43
0,40	2,00	0,10	2630,96	2,51	6,26
0,20	1,00	0,10	2480,49	0,89	4,43
0,00	2,00	0,20	2192,46	0,00	6,26
0,50	2,00	0,10	2192,46	3,13	6,26
0,30	1,00	0,10	2170,43	1,33	4,43
0,10	2,00	0,20	1973,22	0,63	6,26
0,40	1,00	0,10	1860,37	1,77	4,43
0,20	2,00	0,20	1753,97	1,25	6,26
0,60	2,00	0,10	1753,97	3,76	6,26
0,00	1,00	0,20	1550,31	0,00	4,43
0,50	1,00	0,10	1550,31	2,21	4,43
0,30	2,00	0,20	1534,73	1,88	6,26
0,00	2,00	0,30	1461,64	0,00	6,26
0,10	1,00	0,20	1395,28	0,44	4,43
0,70	2,00	0,10	1315,48	4,38	6,26
0,10	2,00	0,30	1315,48	0,63	6,26
0,40	2,00	0,20	1315,48	2,51	6,26
0,20	1,00	0,20	1240,25	0,89	4,43
0,60	1,00	0,10	1240,25	2,66	4,43
0,20	2,00	0,30	1169,31	1,25	6,26
0,00	2,00	0,40	1096,23	0,00	6,26
0,50	2,00	0,20	1096,23	3,13	6,26
0,30	1,00	0,20	1085,21	1,33	4,43
0,00	1,00	0,30	1033,54	0,00	4,43

Continúa.

e	Altura $h_1$ (m)	Tiempo t(seg)	Fuerza F(N)	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,30	2,00	0,30	1023,15	1,88	6,26
0,10	2,00	0,40	986,61	0,63	6,26
0,10	1,00	0,30	930,18	0,44	4,43
0,70	1,00	0,10	930,18	3,10	4,43
0,40	1,00	0,20	930,18	1,77	4,43
0,00	2,00	0,50	876,99	0,00	6,26
0,20	2,00	0,40	876,99	1,25	6,26
0,40	2,00	0,30	876,99	2,51	6,26
0,60	2,00	0,20	876,99	3,76	6,26
0,80	2,00	0,10	876,99	5,01	6,26
0,20	1,00	0,30	826,83	0,89	4,43
0,10	2,00	0,50	789,29	0,63	6,26
0,00	1,00	0,40	775,15	0,00	4,43
0,50	1,00	0,20	775,15	2,21	4,43
0,30	2,00	0,40	767,36	1,88	6,26
0,00	2,00	0,60	730,82	0,00	6,26
0,50	2,00	0,30	730,82	3,13	6,26
0,30	1,00	0,30	723,48	1,33	4,43
0,20	2,00	0,50	701,59	1,25	6,26
0,10	1,00	0,40	697,64	0,44	4,43
0,70	2,00	0,20	657,74	4,38	6,26
0,10	2,00	0,60	657,74	0,63	6,26
0,40	2,00	0,40	657,74	2,51	6,26
0,00	2,00	0,70	626,42	0,00	6,26
0,00	1,00	0,50	620,12	0,00	4,43
0,20	1,00	0,40	620,12	0,89	4,43
0,40	1,00	0,30	620,12	1,77	4,43
0,60	1,00	0,20	620,12	2,66	4,43
0,80	1,00	0,10	620,12	3,54	4,43
0,30	2,00	0,50	613,89	1,88	6,26
0,20	2,00	0,60	584,66	1,25	6,26
0,60	2,00	0,30	584,66	3,76	6,26
0,10	2,00	0,70	563,78	0,63	6,26

Continúa.

e	Altura $h_1$ (m)	Tiempo $t$ (seg)	Fuerza $F$ (N)	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,10	1,00	0,50	558,11	0,44	4,43
0,00	2,00	0,80	548,12	0,00	6,26
0,50	2,00	0,40	548,12	3,13	6,26
0,30	1,00	0,40	542,61	1,33	4,43
0,40	2,00	0,50	526,19	2,51	6,26
0,00	1,00	0,60	516,77	0,00	4,43
0,50	1,00	0,30	516,77	2,21	4,43
0,30	2,00	0,60	511,58	1,88	6,26
0,20	2,00	0,70	501,13	1,25	6,26
0,20	1,00	0,50	496,10	0,89	4,43
0,10	2,00	0,80	493,30	0,63	6,26
0,00	2,00	0,90	487,21	0,00	6,26
0,10	1,00	0,60	465,09	0,44	4,43
0,70	1,00	0,20	465,09	3,10	4,43
0,40	1,00	0,40	465,09	1,77	4,43
0,00	1,00	0,70	442,94	0,00	4,43
0,70	2,00	0,30	438,49	4,38	6,26
0,00	2,00	1,00	438,49	0,00	6,26
0,10	2,00	0,90	438,49	0,63	6,26
0,20	2,00	0,80	438,49	1,25	6,26
0,30	2,00	0,70	438,49	1,88	6,26
0,40	2,00	0,60	438,49	2,51	6,26
0,50	2,00	0,50	438,49	3,13	6,26
0,60	2,00	0,40	438,49	3,76	6,26
0,80	2,00	0,20	438,49	5,01	6,26
0,90	2,00	0,10	438,49	5,64	6,26
0,30	1,00	0,50	434,09	1,33	4,43
0,20	1,00	0,60	413,42	0,89	4,43
0,60	1,00	0,30	413,42	2,66	4,43
0,10	1,00	0,70	398,65	0,44	4,43
0,10	2,00	1,00	394,64	0,63	6,26
0,20	2,00	0,90	389,77	1,25	6,26
0,00	1,00	0,80	387,58	0,00	4,43

Continúa.

e	Altura $h_1$ (m)	Tiempo t(seg)	Fuerza F(N)	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,50	1,00	0,40	387,58	2,21	4,43
0,30	2,00	0,80	383,68	1,88	6,26
0,40	2,00	0,70	375,85	2,51	6,26
0,40	1,00	0,50	372,07	1,77	4,43
0,50	2,00	0,60	365,41	3,13	6,26
0,30	1,00	0,60	361,74	1,33	4,43
0,20	1,00	0,70	354,36	0,89	4,43
0,20	2,00	1,00	350,79	1,25	6,26
0,60	2,00	0,50	350,79	3,76	6,26
0,10	1,00	0,80	348,82	0,44	4,43
0,00	1,00	0,90	344,51	0,00	4,43
0,30	2,00	0,90	341,05	1,88	6,26
0,70	2,00	0,40	328,87	4,38	6,26
0,40	2,00	0,80	328,87	2,51	6,26
0,50	2,00	0,70	313,21	3,13	6,26
0,70	1,00	0,30	310,06	3,10	4,43
0,00	1,00	1,00	310,06	0,00	4,43
0,10	1,00	0,90	310,06	0,44	4,43
0,20	1,00	0,80	310,06	0,89	4,43
0,30	1,00	0,70	310,06	1,33	4,43
0,40	1,00	0,60	310,06	1,77	4,43
0,50	1,00	0,50	310,06	2,21	4,43
0,60	1,00	0,40	310,06	2,66	4,43
0,80	1,00	0,20	310,06	3,54	4,43
0,90	1,00	0,10	310,06	3,99	4,43
0,30	2,00	1,00	306,95	1,88	6,26
0,40	2,00	0,90	292,33	2,51	6,26
0,60	2,00	0,60	292,33	3,76	6,26
0,80	2,00	0,30	292,33	5,01	6,26
0,10	1,00	1,00	279,06	0,44	4,43
0,20	1,00	0,90	275,61	0,89	4,43
0,50	2,00	0,80	274,06	3,13	6,26
0,30	1,00	0,80	271,30	1,33	4,43

Continúa.

e	Altura $h_1$ (m)	Tiempo t(seg)	Fuerza F(N)	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,40	1,00	0,70	265,77	1,77	4,43
0,70	2,00	0,50	263,10	4,38	6,26
0,40	2,00	1,00	263,10	2,51	6,26
0,50	1,00	0,60	258,38	2,21	4,43
0,60	2,00	0,70	250,57	3,76	6,26
0,20	1,00	1,00	248,05	0,89	4,43
0,60	1,00	0,50	248,05	2,66	4,43
0,50	2,00	0,90	243,61	3,13	6,26
0,30	1,00	0,90	241,16	1,33	4,43
0,70	1,00	0,40	232,55	3,10	4,43
0,40	1,00	0,80	232,55	1,77	4,43
0,50	1,00	0,70	221,47	2,21	4,43
0,70	2,00	0,60	219,25	4,38	6,26
0,50	2,00	1,00	219,25	3,13	6,26
0,60	2,00	0,80	219,25	3,76	6,26
0,80	2,00	0,40	219,25	5,01	6,26
0,90	2,00	0,20	219,25	5,64	6,26
0,30	1,00	1,00	217,04	1,33	4,43
0,60	1,00	0,60	206,71	2,66	4,43
0,40	1,00	0,90	206,71	1,77	4,43
0,80	1,00	0,30	206,71	3,54	4,43
0,60	2,00	0,90	194,89	3,76	6,26
0,50	1,00	0,80	193,79	2,21	4,43
0,70	2,00	0,70	187,93	4,38	6,26
0,70	1,00	0,50	186,04	3,10	4,43
0,40	1,00	1,00	186,04	1,77	4,43
0,60	1,00	0,70	177,18	2,66	4,43
0,60	2,00	1,00	175,40	3,76	6,26
0,80	2,00	0,50	175,40	5,01	6,26
0,50	1,00	0,90	172,26	2,21	4,43
0,70	2,00	0,80	164,43	4,38	6,26
0,70	1,00	0,60	155,03	3,10	4,43
0,50	1,00	1,00	155,03	2,21	4,43

Continúa.

$e$	Altura $h_1$ (m)	Tiempo $t$ (seg)	Fuerza $F(N)$	$V_2$ (m/seg)	$V_1$ (m/seg)
0,60	1,00	0,80	155,03	2,66	4,43
0,80	1,00	0,40	155,03	3,54	4,43
0,90	1,00	0,20	155,03	3,99	4,43
0,70	2,00	0,90	146,16	4,38	6,26
0,80	2,00	0,60	146,16	5,01	6,26
0,90	2,00	0,30	146,16	5,64	6,26
0,60	1,00	0,90	137,81	2,66	4,43
0,70	1,00	0,70	132,88	3,10	4,43
0,70	2,00	1,00	131,55	4,38	6,26
0,80	2,00	0,70	125,28	5,01	6,26
0,60	1,00	1,00	124,02	2,66	4,43
0,80	1,00	0,50	124,02	3,54	4,43
0,70	1,00	0,80	116,27	3,10	4,43
0,80	2,00	0,80	109,62	5,01	6,26
0,90	2,00	0,40	109,62	5,64	6,26
0,70	1,00	0,90	103,35	3,10	4,43
0,80	1,00	0,60	103,35	3,54	4,43
0,90	1,00	0,30	103,35	3,99	4,43
0,80	2,00	0,90	97,44	5,01	6,26
0,70	1,00	1,00	93,02	3,10	4,43
0,80	1,00	0,70	88,59	3,54	4,43

Fuente: elaboración propia.

**Resultados modelo fisico-caída de una persona corriendo.**

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_0^2</math></b>	<b>Grados</b>
0	0,1	3964,8	12,46	90
0	0,2	1982,4	12,46	90
0	0,3	1321,6	12,46	90
0	0,4	991,2	12,46	90
0	0,5	792,96	12,46	90
0	0,6	660,8	12,46	90
0	0,7	566,4	12,46	90
0	0,8	495,6	12,46	90
0	0,9	440,53	12,46	90
0	1	396,48	12,46	90
0,1	0,1	3568,32	12,46	90
0,1	0,1	3568,32	12,46	90
0,1	0,2	1784,16	12,46	90
0,1	0,3	1189,44	12,46	90
0,1	0,4	892,08	12,46	90
0,1	0,5	713,66	12,46	90
0,1	0,6	594,72	12,46	90
0,1	0,7	509,76	12,46	90
0,1	0,8	446,04	12,46	90
0,1	0,9	396,48	12,46	90
0,1	1	356,83	12,46	90
0,2	0,1	3171,84	12,46	90
0,2	0,2	1585,92	12,46	90
0,2	0,3	1057,28	12,46	90
0,2	0,4	792,96	12,46	90
0,2	0,5	634,37	12,46	90
0,2	0,6	528,64	12,46	90
0,2	0,7	453,12	12,46	90
0,2	0,8	396,48	12,46	90
0,2	0,9	352,43	12,46	90
0,2	1	317,18	12,46	90
0,3	0,1	2775,36	12,46	90
0,3	0,2	1387,68	12,46	90

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,3	0,3	925,12	12,46	90
0,3	0,4	693,84	12,46	90
0,3	0,5	555,07	12,46	90
0,3	0,6	462,56	12,46	90
0,3	0,7	396,48	12,46	90
0,3	0,8	346,92	12,46	90
0,3	0,9	308,37	12,46	90
0,3	1	277,54	12,46	90
0,4	0,1	2378,88	12,46	90
0,4	0,2	1189,44	12,46	90
0,4	0,3	792,96	12,46	90
0,4	0,4	594,72	12,46	90
0,4	0,5	475,78	12,46	90
0,4	0,6	396,48	12,46	90
0,4	0,7	339,84	12,46	90
0,4	0,8	297,36	12,46	90
0,4	0,9	264,32	12,46	90
0,4	1	237,89	12,46	90
0,5	0,1	1982,4	12,46	90
0,5	0,2	991,2	12,46	90
0,5	0,3	660,8	12,46	90
0,5	0,4	495,6	12,46	90
0,5	0,5	396,48	12,46	90
0,5	0,6	330,4	12,46	90
0,5	0,7	283,2	12,46	90
0,5	0,8	247,8	12,46	90
0,5	0,9	220,27	12,46	90
0,5	1	198,24	12,46	90
0,6	0,1	1585,92	12,46	90
0,6	0,2	792,96	12,46	90
0,6	0,3	528,64	12,46	90
0,6	0,4	396,48	12,46	90
0,6	0,5	317,18	12,46	90

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,6	0,6	264,32	12,46	90
0,6	0,7	226,56	12,46	90
0,6	0,8	198,24	12,46	90
0,6	0,9	176,21	12,46	90
0,6	1	158,59	12,46	90
0,7	0,1	1189,44	12,46	90
0,7	0,2	594,72	12,46	90
0,7	0,3	396,48	12,46	90
0,7	0,4	297,36	12,46	90
0,7	0,5	237,89	12,46	90
0,7	0,6	198,24	12,46	90
0,7	0,7	169,92	12,46	90
0,7	0,8	148,68	12,46	90
0,7	0,9	132,16	12,46	90
0,7	1	118,94	12,46	90
0	0,1	3767,35	9,35	60
0	0,2	1883,67	9,35	60
0	0,3	1255,78	9,35	60
0	0,4	941,84	9,35	60
0	0,5	753,47	9,35	60
0	0,6	627,89	9,35	60
0	0,7	538,19	9,35	60
0	0,8	470,92	9,35	60
0	0,9	418,59	9,35	60
0	1	376,73	9,35	60
0,1	0,1	3390,61	9,35	60
0,1	0,1	3390,61	9,35	60
0,1	0,2	1695,31	9,35	60
0,1	0,3	1130,2	9,35	60
0,1	0,4	847,65	9,35	60
0,1	0,5	678,12	9,35	60
0,1	0,6	565,1	9,35	60
0,1	0,7	484,37	9,35	60

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,1	0,8	423,83	9,35	60
0,1	0,9	376,73	9,35	60
0,1	1	339,06	9,35	60
0,2	0,1	3013,88	9,35	60
0,2	0,2	1506,94	9,35	60
0,2	0,3	1004,63	9,35	60
0,2	0,4	753,47	9,35	60
0,2	0,5	602,78	9,35	60
0,2	0,6	502,31	9,35	60
0,2	0,7	430,55	9,35	60
0,2	0,8	376,73	9,35	60
0,2	0,9	334,88	9,35	60
0,2	1	301,39	9,35	60
0,3	0,1	2637,14	9,35	60
0,3	0,2	1318,57	9,35	60
0,3	0,3	879,05	9,35	60
0,3	0,4	659,29	9,35	60
0,3	0,5	527,43	9,35	60
0,3	0,6	439,52	9,35	60
0,3	0,7	376,73	9,35	60
0,3	0,8	329,64	9,35	60
0,3	0,9	293,02	9,35	60
0,3	1	263,71	9,35	60
0,4	0,1	2260,41	9,35	60
0,4	0,2	1130,2	9,35	60
0,4	0,3	753,47	9,35	60
0,4	0,4	565,1	9,35	60
0,4	0,5	452,08	9,35	60
0,4	0,6	376,73	9,35	60
0,4	0,7	322,92	9,35	60
0,4	0,8	282,55	9,35	60
0,4	0,9	251,16	9,35	60
0,4	1	226,04	9,35	60

Continúa.

e	t(seg)	F(N)	$V_o^2$	Grados
0,5	0,1	1883,67	9,35	60
0,5	0,2	941,84	9,35	60
0,5	0,3	627,89	9,35	60
0,5	0,4	470,92	9,35	60
0,5	0,5	376,73	9,35	60
0,5	0,6	313,95	9,35	60
0,5	0,7	269,1	9,35	60
0,5	0,8	235,46	9,35	60
0,5	0,9	209,3	9,35	60
0,5	1	188,37	9,35	60
0,6	0,1	1506,94	9,35	60
0,6	0,2	753,47	9,35	60
0,6	0,3	502,31	9,35	60
0,6	0,4	376,73	9,35	60
0,6	0,5	301,39	9,35	60
0,6	0,6	251,16	9,35	60
0,6	0,7	215,28	9,35	60
0,6	0,8	188,37	9,35	60
0,6	0,9	167,44	9,35	60
0,6	1	150,69	9,35	60
0,7	0,1	1130,2	9,35	60
0,7	0,2	565,1	9,35	60
0,7	0,3	376,73	9,35	60
0,7	0,4	282,55	9,35	60
0,7	0,5	226,04	9,35	60
0,7	0,6	188,37	9,35	60
0,7	0,7	161,46	9,35	60
0,7	0,8	141,28	9,35	60
0,7	0,9	125,58	9,35	60
0,7	1	113,02	9,35	60
0,9	1	37,67	9,35	60
0	0,1	3559,03	6,23	45
0	0,2	1779,51	6,23	45

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0	0,3	1186,34	6,23	45
0	0,4	889,76	6,23	45
0	0,5	711,81	6,23	45
0	0,6	593,17	6,23	45
0	0,7	508,43	6,23	45
0	0,8	444,88	6,23	45
0	0,9	395,45	6,23	45
0	1	355,9	6,23	45
0,1	0,1	3203,12	6,23	45
0,1	0,1	3203,12	6,23	45
0,1	0,2	1601,56	6,23	45
0,1	0,3	1067,71	6,23	45
0,1	0,4	800,78	6,23	45
0,1	0,5	640,62	6,23	45
0,1	0,6	533,85	6,23	45
0,1	0,7	457,59	6,23	45
0,1	0,8	400,39	6,23	45
0,1	0,9	355,9	6,23	45
0,1	1	320,31	6,23	45
0,2	0,1	2847,22	6,23	45
0,2	0,2	1423,61	6,23	45
0,2	0,3	949,07	6,23	45
0,2	0,4	711,81	6,23	45
0,2	0,5	569,44	6,23	45
0,2	0,6	474,54	6,23	45
0,2	0,7	406,75	6,23	45
0,2	0,8	355,9	6,23	45
0,2	0,9	316,36	6,23	45
0,2	1	284,72	6,23	45
0,3	0,1	2491,32	6,23	45
0,3	0,2	1245,66	6,23	45
0,3	0,3	830,44	6,23	45
0,3	0,4	622,83	6,23	45

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_0^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,3	0,5	498,26	6,23	45
0,3	0,6	415,22	6,23	45
0,3	0,7	355,9	6,23	45
0,3	0,8	311,41	6,23	45
0,3	0,9	276,81	6,23	45
0,3	1	249,13	6,23	45
0,4	0,1	2135,42	6,23	45
0,4	0,2	1067,71	6,23	45
0,4	0,3	711,81	6,23	45
0,4	0,4	533,85	6,23	45
0,4	0,5	427,08	6,23	45
0,4	0,6	355,9	6,23	45
0,4	0,7	305,06	6,23	45
0,4	0,8	266,93	6,23	45
0,4	0,9	237,27	6,23	45
0,4	1	213,54	6,23	45
0,5	0,1	1779,51	6,23	45
0,5	0,2	889,76	6,23	45
0,5	0,3	593,17	6,23	45
0,5	0,4	444,88	6,23	45
0,5	0,5	355,9	6,23	45
0,5	0,6	296,59	6,23	45
0,5	0,7	254,22	6,23	45
0,5	0,8	222,44	6,23	45
0,5	0,9	197,72	6,23	45
0,5	1	177,95	6,23	45
0,6	0,1	1423,61	6,23	45
0,6	0,2	711,81	6,23	45
0,6	0,3	474,54	6,23	45
0,6	0,4	355,9	6,23	45
0,6	0,5	284,72	6,23	45
0,6	0,6	237,27	6,23	45
0,6	0,7	203,37	6,23	45

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,6	0,8	177,95	6,23	45
0,6	0,9	158,18	6,23	45
0,6	1	142,36	6,23	45
0	0,1	3337,7	3,12	30
0	0,2	1668,85	3,12	30
0	0,3	1112,57	3,12	30
0	0,4	834,43	3,12	30
0	0,5	667,54	3,12	30
0	0,6	556,28	3,12	30
0	0,7	476,81	3,12	30
0	0,8	417,21	3,12	30
0	0,9	370,86	3,12	30
0	1	333,77	3,12	30
0,1	0,1	3003,93	3,12	30
0,1	0,1	3003,93	3,12	30
0,1	0,2	1501,97	3,12	30
0,1	0,3	1001,31	3,12	30
0,1	0,4	750,98	3,12	30
0,1	0,5	600,79	3,12	30
0,1	0,6	500,66	3,12	30
0,1	0,7	429,13	3,12	30
0,1	0,8	375,49	3,12	30
0,1	0,9	333,77	3,12	30
0,1	1	300,39	3,12	30
0,2	0,1	2670,16	3,12	30
0,2	0,2	1335,08	3,12	30
0,2	0,3	890,05	3,12	30
0,2	0,4	667,54	3,12	30
0,2	0,5	534,03	3,12	30
0,2	0,6	445,03	3,12	30
0,2	0,7	381,45	3,12	30
0,2	0,8	333,77	3,12	30
0,2	0,9	296,68	3,12	30

Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,2	1	267,02	3,12	30
0,3	0,1	2336,39	3,12	30
0,3	0,2	1168,2	3,12	30
0,3	0,3	778,8	3,12	30
0,3	0,4	584,1	3,12	30
0,3	0,5	467,28	3,12	30
0,3	0,6	389,4	3,12	30
0,3	0,7	333,77	3,12	30
0,3	0,8	292,05	3,12	30
0,3	0,9	259,6	3,12	30
0,3	1	233,64	3,12	30
0,4	0,1	2002,62	3,12	30
0,4	0,2	1001,31	3,12	30
0,4	0,3	667,54	3,12	30
0,4	0,4	500,66	3,12	30
0,4	0,5	400,52	3,12	30
0,4	0,6	333,77	3,12	30
0,4	0,7	286,09	3,12	30
0,4	0,8	250,33	3,12	30
0,4	0,9	222,51	3,12	30
0,4	1	200,26	3,12	30
0,5	0,1	1668,85	3,12	30
0,5	0,2	834,43	3,12	30
0,5	0,3	556,28	3,12	30
0,5	0,4	417,21	3,12	30
0,5	0,5	333,77	3,12	30
0,5	0,6	278,14	3,12	30
0,5	0,7	238,41	3,12	30
0,5	0,8	208,61	3,12	30
0,5	0,9	185,43	3,12	30
0,5	1	166,89	3,12	30
0,6	0,1	1335,08	3,12	30
0,6	0,2	667,54	3,12	30

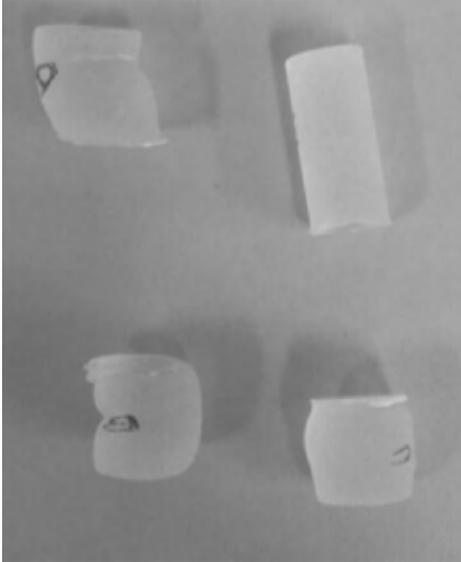
Continúa.

<b>e</b>	<b>t(seg)</b>	<b>F(N)</b>	<b><math>V_o^2</math></b>	<b>Grados</b>
0,6	0,3	445,03	3,12	30
0,6	0,4	333,77	3,12	30
0,6	0,5	267,02	3,12	30
0,6	0,6	222,51	3,12	30
0,6	0,7	190,73	3,12	30
0,6	0,8	166,89	3,12	30
0,6	0,9	148,34	3,12	30
0,6	1	133,51	3,12	30

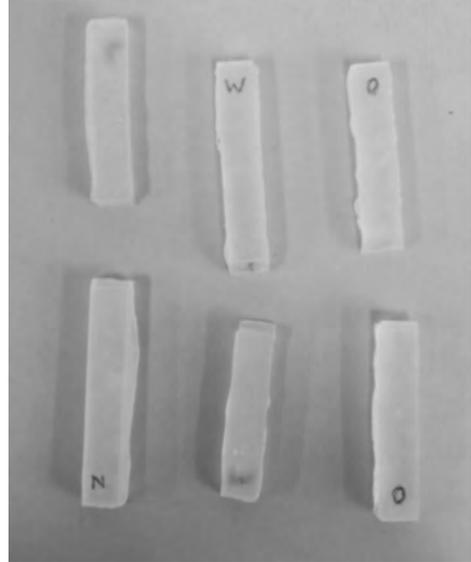
Fuente: elaboración propia.

## 5.11 Anexo K. Imágenes de probetas ensayadas

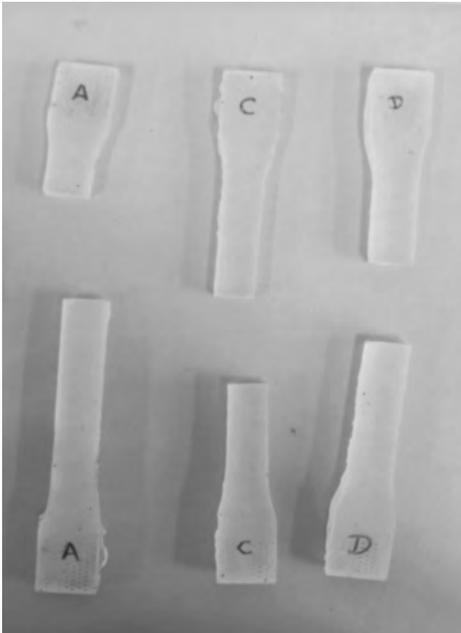
**Compresión**



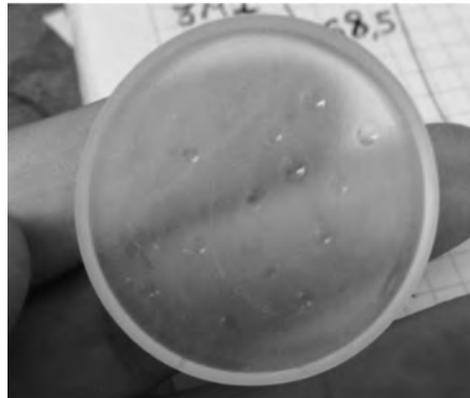
**Flexión**



**Tracción**



**Dureza**





# BIBLIOGRAFÍA



- Aghayan, M. A., & Rodríguez, M. A. (2012). Influence of fuels and combustion aids on solution combustion synthesis of bi-phasic calcium phosphates (BCP). *Materials Science and Engineering C*, 32(8), 2464–2468. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2012.07.027>
- Anisimova, N. Y., Kiselevsky, M. V., Sukhorukova, I. V., Shvindina, N. V., & Shtansky, D. V. (2015). Fabrication method, structure, mechanical, and biological properties of decellularized extracellular matrix for replacement of wide bone tissue defects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 49, 255–268. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.05.009>
- Arango Ospina, M. (2014). *Implantes personalizados de Polimetilmetacrilato (PMMA) para aplicaciones en Craneoplastia*, 92.
- Artes, F. D. E. B. (2010). *Los plásticos en el Arte y el diseño*, Silvia García Fernández-Villa.
- ASTM D785 - 08(2015). *Standard Test Method for Rockwell hardness of plastics and electrical insulating materials*. (n.d.). Retrieved July 13, 2017. <https://www.astm.org/Standards/D785.htm>
- Avila-Herrera, C. A., Gómez-Guzmán, O., Almaral-Sánchez, J. L., Yáñez-Limón, J. M., Muñoz-Saldaña, J., & Ramírez-Bon, R. (2006). Mechanical and thermal properties of SiO<sub>2</sub>-PMMA monoliths. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 352(32–35), 3561–3566. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2006.02.125>
- Balos, S., Pilic, B., Markovic, D., & Pavlicevic, J. (n.d.). nanocomposites with low silica addition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(4), 327–334. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.021>
- Banerjee, D. A., Kessman, A. J., Cairns, D. R., & Sierros, K. A. (2014). Surface & Coatings Technology Tribology of silica nanoparticle-reinforced, hydrophobic sol – gel composite coatings. *Surface & Coatings Technology*, 260, 214–219. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2014.07.091>
- Beer, F. P. (2007). *Mecánica vectorial para ingenieros -Estática* 8Ed.pdf.
- Blamey y otros. (2015). Seguridad y salud en el trabajo con nanomateriales. *Blamey y Otros*, 2, 36–59.

- Blanco, F. (2000). *Propiedades Mecánicas*. Universidad de Oviedo, 1–19.
- Blivi, A. S., Benhui, F., Bai, J., Kondo, D., & Bédoui, F. (2016). Experimental evidence of size effect in nano-reinforced polymers: Case of silica reinforced PMMA. *Polymer Testing*, 56, 337–343. <https://doi.org/10.1016/j.polymeresting.2016.10.025>
- Bohner, M., Baroud, G., Bernstein, A., Döbelin, N., Galea, L., Hesse, B., ... Seeherman, H. (2017). Characterization and distribution of mechanically competent mineralized tissue in micropores of  $\beta$ -tricalcium phosphate bone substitutes. *Materials Today*, 20(3), 106–115. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2017.02.002>
- Caeiro, J., González, P., & Guede, D. (2013). Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Revista de osteoporosis y metabolismo mineral*, 5(2), 99–108. <https://doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007>
- Campo, E. A. (n.d.). *The Complete Part Design Handbook For Injection Molding of Thermoplastics*.
- Carlsson, E., & Lane, C. (1991). Pedestrian walking and running velocity study. *Accident Reconstruction Journal*, 28–29.
- Deborah, M., Jawahar, A., Mathavan, T., Dhas, M. K., & Benial, A. M. F. (2015). Spectroscopic studies on sidewall carboxylic acid functionalization of multi-walled carbon nanotubes with valine. *Spectrochimica Acta - Part A: Molecular and biomolecular spectroscopy*, 139(1), 138–144. <https://doi.org/10.1016/j.saa.2014.12.041>
- Ellison, M. D., & Chorney, M. (2016). Reaction of folic acid with single-walled carbon nanotubes. *Surface Science*, 652, 300–303. <https://doi.org/10.1016/j.susc.2016.03.026>
- Ensayos de dureza en materiales plásticos*. (n.d.). Retrieved July 13, 2017. <http://www.zwick.es/es/aplicaciones/plasticos/termoplasticos-compuestos-de-moldeo/ensayos-de-dureza.html>
- Ensayos mecánicos: Tipos y funciones* | SCI. (SF).
- Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)*. (SF), Recuperado de <http://blog.uclm.es/itquima/files/2017/07/f31.pdf>
- Espinosa, C., & Alberto, H. (2014). *Desarrollo de moldes para PMMA*. TESIS.

- Hintze, C., Morita, K., Riedel, R., Ionescu, E., & Mera, G. (2016). Journal of the European Ceramic Society Facile sol - gel synthesis of reduced graphene oxide / silica nanocomposites. *Journal of the European Ceramic Society*, 36(12), 2923–2930. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2015.11.033>
- INS - ASTM. (n.d.). Retrieved July 6, 2017. <http://portal.ins-cr.com/PortalINS/E-InformacionGeneralDesplegada.aspx?NRMODE=Published&NRORIGINALURL=%2FAccesoCabeza%2FGlosario%2FASTM.htm&NRNODEGUID=%7B474A1B0D-F152-465F-A6DF-28B63C-01C5E8%7D&NRCACHEHINT=Guest>
- Jaramillo, N. I. (2013). Natalia I. Jaramillo Gómez. Retrieved from <http://www.bdigital.unal.edu.co/40923/1/43987191.2014.pdf>
- Jhonas A. Vega. (n.d.). *Microscopia electrónica de barrido*. Retrieved June 25, 2017, from <https://es.slideshare.net/vegabner/microscopia-electronica-de-barrido>
- Jorge, J., Ruíz, M., Pablo, J., Bañuelos, O., & Marroquín, E. E. (2005). *Artemisa Repaso anatómico y técnica exploratoria ultrasonográfica de hombro*, 217–226.
- Juárez, M. R. (2010). *Estudio de manufactura de una prótesis tumoral para húmero por medio de Cnc*.
- Kurse, M. (2006). Estudio comparativo de dureza en dientes artificiales fabricados con diferentes tipos de resinas acrílicas. *Revista EIA*, 121–128. [https://doi.org/ISSN 11794-1237](https://doi.org/ISSN%2011794-1237)
- Llinas, M. C., & Sánchez, D. (2014). Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en biomedicina. *Affinidad*, LXXI (565), 20–31.
- Max, M. (n.d.). No Title, 108.
- Melo, I. G., & Martínez, V. C. (2005). Tumores óseos condroides: Condromas Versus condrosarcomas convencionales. *Revista chilena de radiología*, 11(1), 170–178. <https://doi.org/10.4067/S0717-93082005000400005>
- Microscopio electrónico de barrido - EcuRed. (n.d.). Retrieved June 24, 2017, from [https://www.ecured.cu/Microscopio\\_electrónico\\_de\\_barrido](https://www.ecured.cu/Microscopio_electrónico_de_barrido)
- Miriam Miranda Fernández. (2010). Materiales compuestos nanoestructurados biocompatibles con matriz de hidroxiapatito. *Tesis doctoral*.
- Morales, L. M. (2007). La articulación escapulohumeral en relación con la brazada de libre en su fase acuática . Índice, 1–84.

- Moreno, Y. P., Cardoso, M. B., Ferro, M. F., Moncada, E. A., & dos Santos, J. H. Z. (2016). Effect of SiCl<sub>4</sub> on the preparation of functionalized mixed-structure silica from monodisperse sol-gel silica nanoparticles. *Chemical Engineering Journal*, 292, 233–245. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2016.02.027>
- Ng, K., Kingshuk, P., Shi, Z., Tan, R. B. H., Kingshuk, P., Shi, Z., ... Tan, R. B. H. (2017). Author 's Accepted Manuscript. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.05.003>
- Patil, J. S., Patil, P. B., Sonawane, P., & Naik, J. B. (2017). Design and development of sustained-release glyburide-loaded silica nanoparticles. *Bulletin of Materials Science*, 40(2), 263–270. <https://doi.org/10.1007/s12034-017-1369-1>
- Pereira, U. T. De, Echeverri, M., Fernando, E. L., Betty, G., López, L., Funcionalización, S. Y., & Sílica, D. E. N. D. E. (2007). Scientia Et Technica Morfología esférica Synthesis and Functionalization of Silica Nanoparticles with Spherical Morphology. *Scientia*, XIII(36), 169–173.
- Poddar, M. K., Sharma, S., & Moholkar, V. S. (2016). Investigations in two-step ultrasonic synthesis of PMMA/ZnO nanocomposites by in-situ emulsion polymerization. *Polymer (United Kingdom)* 99, 453–469. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2016.07.052>
- Rabat, J., & Rebollo, I. (2004). Instrucciones para medidas antropométricas. *Sancyd*, 8.
- Radar, G. P., Resistivity, E., Forensic, D., Methods, R., & Ireland, N. (1992). *ASTM Compass ASTM COMPASS*, 37(6), 2–3. <https://doi.org/https://doi.org/10.1520/C0186-15A>.
- Rahman, I. A., & Padavettan, V. (2012). Synthesis of Silica nanoparticles by Sol-Gel: Size-dependent properties, surface modification, and applications in silica-polymer nanocomposites a review. *Journal of Nanomaterials*. <https://doi.org/10.1155/2012/132424>
- Ramesh, S., Leen, K. H., Kumutha, K., & Arof, A. K. (2007). FTIR studies of PVC/PMMA blend based polymer electrolytes. *Spectrochimica Acta - Part A: Molecular and biomolecular spectroscopy*, 66(4–5), 1237–1242. <https://doi.org/10.1016/j.saa.2006.06.012>
- Rashti, A., Yahyaei, H., Firoozi, S., Ramezani, S., Rahiminejad, A., Karimi, R., ... Ghanbari, H. (2016). Development of novel biocompatible hybrid nanocomposites based on polyurethane-silica prepared by sol gel process. *Materials Science & Engineering C-Materials for Biological Applications*, 69, 1248–1255. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.08.037>

- Resumen espectroscopía infrarroja. (S.F.). *Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier* (FTIR), 4000.
- Roca Romalde, D., Lacroix, D., Caja López, V. L., Proubasta Renart, I., & Planell Estany, J. A. (2007). Tratamiento quirúrgico de las pseudoartrosis asépticas de diáfisis humeral. Estudio biomecánico. *Revista de ortopedia y traumatología*, 51(2), 88–93. [https://doi.org/10.1016/S0482-5985\(07\)74574-1](https://doi.org/10.1016/S0482-5985(07)74574-1)
- Shen, R., Hatanaka, L. C., Ahmed, L., Agnew, R. J., Mannan, M. S., & Wang, Q. (2017). Cone calorimeter analysis of flame retardant poly (methyl methacrylate) -silica nanocomposites. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 128(3), 1443–1451. <https://doi.org/10.1007/s10973-016-6070-x>
- Simms, C. K., Walsh, D. G., & Wood, D. P. (2004). Confidence limits for impact speed estimation from pedestrian projection distance. *International Journal of Crashworthiness*, 9(2), 219–228. <https://doi.org/10.1533/ijcr.2004.0283>
- Singh, L. P., Bhattacharyya, S. K., Kumar, R., Mishra, G., Sharma, U., Singh, G., & Ahalawat, S. (2014). Sol-Gel processing of silica nanoparticles and their applications. *Advances in Colloid and Interface Science*, 214, 17–37. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2014.10.007>
- Sistema muscular. (S.F.). Retrieved June 24, 2017, Recuperado de <http://elsistema-muscular.blogspot.com.co/>
- Slane, J., Vivanco, J., Ebenstein, D., Squire, M., & Ploeg, H. L. (2014). Multiscale characterization of acrylic bone cement modified with functionalized mesoporous silica nanoparticles. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 37, 141–152. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.05.015>
- Tabatabaei, S., Shukohfar, A., Aghababazadeh, R., & Mirhabibi, A. (2006). Experimental study of the synthesis and characterisation of silica nanoparticles via the sol-gel method. *Journal of physics: Conference Series*, 26, 371–374. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/26/1/090>
- Universidad Nacional de la Plata. (2012). Técnicas de Caracterización. Conceptos Generales. Capítulo IV. Sedici, 1–21.
- Universitat Jaume I - Castellón - España. (n.d.-a). *Mecapedia-Ensayo de compresión*.
- Universitat Jaume I - Castellón - España. (n.d.-b). *Mecapedia-Ensayo de tracción*.

- Vazquez, N. I., Gonzalez, Z., Ferrari, B., & Castro, Y. (2017). Synthesis of mesoporous silica nanoparticles by sol-gel as nanocontainer for future drug delivery applications. *Boletín de la sociedad española de cerámica y vidrio*, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.bsecv.2017.03.002>
- Zanella, R. (2012). Metodologías para la síntesis de nanopartículas: controlando forma y tamaño. *Www.Mundonano.Unam.Mx*, 5(1), 69-81.
- Zhang, F.-A., Lee, D.-K., & Pinnavaia, T. J. (2010). PMMA/mesoporous silica nanocomposites: effect of framework structure and pore size on thermomechanical properties. *Polymer chemistry*, 1, 107. <https://doi.org/10.1039/b9py00232d>
- Zhang, F. A., Lee, D. K., & Pinnavaia, T. J. (2009). PMMA-mesocellular foam silica nanocomposites prepared through batch emulsion polymerization and compression molding. *Polymer*, 50(20), 4768-4774. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2009.08.007>



Este libro fue compuesto en caracteres Minion  
a 11 puntos, impreso sobre papel Bond de 75  
gramos y encuadernado con el método hot melt,  
en diciembre de 2018, en Bogotá, Colombia.

# DESARROLLO DE MATERIAL POLIMÉRICO NANOREFORZADO PARA SER USADO EN LA FABRICACIÓN DE ENDOPRÓTESIS TUMORAL DE HÚMERO

El texto presenta el desarrollo de un material polimérico nanoreforzado que puede ser utilizado para la fabricación de prótesis de húmero. El material base es el polimetilmetacrilato PMMA que ha sido utilizado con anterioridad en aplicaciones biomédicas; el PMMA es sintetizado y reforzado con nanopartículas de sílice que poseen alta estabilidad química y térmica. Este material se caracterizó mediante pruebas de morfología y composición química por microscopía electrónica de barrido SEM-EDX, y por infrarrojo de transformada de Fourier FTIR, de esta manera se determinaron sus propiedades mecánicas, para evaluar su posible aplicación en la fabricación de una prótesis con geometría definida.

La obra se distribuye en cuatro capítulos organizados así: primero, el estado del arte sobre el polimetilmetacrilato PMMA en aplicaciones biomédicas; segundo, la descripción de la biomecánica del húmero; tercero, los distintos materiales utilizados en la fabricación de prótesis, considerando las investigaciones recientes sobre el PMMA que lo presentan como un material alternativo para aplicaciones biomédicas; el cuarto, puntualiza sobre el desarrollo mediante la síntesis del PMMA con las nanopartículas de sílice, acorde a la evaluación de los métodos propuestos en el estado del arte, se caracteriza el material propuesto evaluando su comportamiento mecánico.

Dirigido a estudiantes, docentes e investigadores en ingeniería o bioingeniería, que trabajen en el área de nuevos materiales o tengan interés en desarrollar materiales poliméricos nanoreforzados que puedan ser utilizados como cemento óseo en la fabricación de prótesis.

## Incluye

- ▶ Resultados de un nuevo material polimérico reforzado con nanopartículas de sílice.
- ▶ La evaluación del material en una geometría de prótesis definida para la fabricación de endoprótesis de húmero.

### Edwin Espinel Blanco

Ingeniero Mecánico de la U. Francisco de Paula Santander, Especialista en Práctica Docente Universitaria de la misma institución con sede en Ocaña, Especialista en Gerencia de Mantenimiento Industrial de la U. Industrial de Santander, Especialista en Mantenimiento Industrial de la EAFIT, Magíster en ingeniería de la Universidad EAFIT de Medellín, actualmente cursa su doctorado en Ingeniería en la U. Pontificia Bolivariana. Docente asistente vinculado al Departamento de Ingeniería Mecánica e investigador asociado al grupo de investigación en Tecnología y Desarrollo en GITYD de la U. Francisco de Paula Santander Ocaña.

### Lina Marcela Hoyos Palacio

Ingeniera Química de la U. Nacional de Colombia, Doctora en Ingeniería, Energía y Termodinámica de la U. Pontificia Bolivariana. Actualmente docente del grupo de investigación sobre Nuevos Materiales de la misma institución. Evaluadora de proyectos para Colciencias, revisora y autora de diversos artículos indexados.

### Angélica María Cardoza Herrera

Ingeniera Mecánica de la U. Francisco de Paula Santander Ocaña, actualmente cursa la Maestría en Materiales de Ingeniería en la U. Pontificia Bolivariana. Co-investigadora adscrita al grupo de investigación GITYD de la U. Francisco de Paula Santander Ocaña.

### Kevin Josep Carpio Méndez

Ingeniero Mecánico de la U. Francisco de Paula Santander Ocaña, actualmente cursa la maestría en Materiales de Ingeniería en la U. Pontificia Bolivariana. Co-investigador adscrito al grupo de investigación GITYD de la U. Francisco de Paula Santander Ocaña, donde trabaja en el proyecto de desarrollo de materiales para aplicaciones biomédicas.



Universidad Francisco  
de Paula Santander  
Ocaña - Colombia  
Vigilada Mineducación



ISBN 978-958-771-695-5

