	UNIVERSIDAD FRANCISCO DE PAULA SANTANDER OCAÑA			
	<small>Documento</small>	<small>Código</small>	<small>Fecha</small>	<small>Revisión</small>
	FORMATO HOJA DE RESUMEN PARA TRABAJO DE GRADO	F-AC-DBL-007	10-04-2012	A
<small>Dependencia</small>	<small>Aprobado</small>		<small>Pág.</small>	
DIVISIÓN DE BIBLIOTECA	SUBDIRECTOR ACADEMICO		i(224)	

RESUMEN – TRABAJO DE GRADO

AUTORES	ANGÉLICA MARÍA CARDOZA HERRERA KEVIN JOSEPT CARPIO MÉNDEZ		
FACULTAD	INGENIERÍAS		
PLAN DE ESTUDIOS	INGENIERÍA MECÁNICA		
DIRECTOR	EDWIN EDGARDO ESPINEL BLANCO		
TÍTULO DE LA TESIS	DESARROLLO DE MATERIAL POLIMÉRICO NANOREFORZADO PARA SER USADO EN LA FABRICACIÓN DE ENDOPRÓTESIS TUMORAL DE HÚMERO		
RESUMEN (70 palabras aproximadamente)			
<p>ESTE PROYECTO PLANTEA EL DESARROLLO DE UN MATERIAL NANOCOMPUESTO FORMADO POR POLIMETILMETACRILATO Y NANOPARTÍCULAS DE SÍLICE PARA SU POSIBLE USO EN LA FABRICACIÓN DE UNA ENDOPRÓTESIS TUMORAL PARA HÚMERO, EL CUAL BRINDE MAYOR FACILIDAD DE MECANIZADO Y MAYOR VIDA ÚTIL A ESTE TIPO DE IMPLANTES. EL NANOCOMPUESTO SE ANALIZA MEDIANTE ENSAYOS ELEMENTALES QUE PERMITEN REALIZAR ESTUDIOS PARA ESTABLECER LAS PROPIEDADES MECÁNICAS Y QUÍMICAS MÁS IMPORTANTES DEL MATERIAL.</p>			
CARACTERÍSTICAS			
PÁGINAS: 203	PLANOS: 0	ILUSTRACIONES: 79	CD-ROM: 1



VÍA ACOLSURE, SEDE EL ALGODONAL, OCAÑA N. DE S.
Línea Gratuita Nacional 018000 121022 / PBX: 097-5690088
www.ufpso.edu.co



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

AUTORES:

**Angélica María Cardoza Herrera
Kevin Josept Carpio Méndez**

Trabajo De Grado Para Optar Por El Título De Ingeniero Mecánico

**Director
EDWIN ESPINEL BLANCO
MSc. Ingeniería**

**Asesora
LINA MARCELA HOYOS PALACIO
I.Q. PhD.**

**UNIVERSIDAD FRANCISCO DE PAULA SANTANDER OCAÑA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
INGENIERÍA MECÁNICA**

Ocaña, Colombia

septiembre de 2017

DEDICATORIA

Dedico esta tesis en primer lugar a Dios y a la virgen de la Medalla Milagrosa quienes inspiraron mi espíritu para la conclusión de este proyecto.

A mis padres, Aurora Herrera y Cesar Cardoza por todo su amor, por creer en mí, por su esfuerzo, por todo el apoyo brindado, por sus consejos y motivación, porque sin ellos no hubiera sido posible alcanzar esta meta, aquí está el fruto de su confianza.

A Ameth, Alexandra y Ángel por estar siempre a mí lado, por su cariño y apoyo en el transcurso de mi carrera.

A todos mis primos, tíos, padrinos y demás familiares que creyeron y estuvieron pendientes de mí.

A mis amigos, compañeros de estudio y maestros quienes me manifestaron su apoyo y consejos.

A Kevin Carpio compañero y amigo por su apoyo, compañía y constancia en el transcurso de nuestra formación.

Angélica Cardoza Herrera.

DEDICATORIA

A Dios por darme la sabiduría y siempre guardarme en todo el camino.

A mis padres, Dubis Méndez por ser esa voz de aliento cuando estuve en dificultades, y Obdulio Carpio por ser ese gran hombre que me llena de amor para esforzarme al máximo por conseguir mis metas.

A mis hermanos Yuliet Paola, Estefani y Keiner por ser esos pilares que me mantienen en pie en todo momento.

A mi gran amigo Jaider Andrés Medina Yepes, por estar conmigo en cualquier momento de dificultad académica o personal, por ser una persona que me enseñó muchas cosas tanto para lo profesional como para la vida, por ser más que un amigo mi hermano del alma.

A mi abuela, tíos y primos que siempre estuvieron pendientes de mis avances y logros.

A mis amigos de estudios, parrandas y de vida, los cuales me hicieron sentir como en mi casa siempre y nunca me abandonaron ante ninguna circunstancia.

A mi compañera y amiga Angélica Cardoza, por ser esa persona que me ayudo en muchas etapas de mi carrera profesional, por ser una persona con ganas de más y de la mejor energía de la cual contagie en muchas ocasiones.

Kevin Josept Carpio Méndez.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por sus infinitas bendiciones en el transcurso de nuestra carrera y por brindarnos la sabiduría para terminar con éxito este proyecto.

Al Magister Edwin Espinel Blanco, nuestro director de tesis por sus asesorías, interés y acompañamiento en el desarrollo de este proyecto.

A la Doctora Lina Hoyos, asesora y amiga por su gran apoyo, consejos, indicaciones, por el interés mostrado y acogernos con el mayor de los gustos y cariño en Medellín durante nuestra estadía, te amamos.

A la Doctora Juliana Guadalupe Gutiérrez, por acogernos en México con todo su cariño y encaminarnos en este proyecto, por sus asesorías y todo el tiempo dedicado.

Al magister Ricardo García León, por toda la orientación brindada en el transcurso de nuestra carrera y en el semillero de investigación.

A nuestros profesores, Eder Flórez, Gustavo Guerrero, Jhon Arevalo, Malka Cabellos, Carolina Abril Carrascal, Juan Guillermo García, Alfredo Bohórquez, Dany López, que de alguna forma estuvieron involucrados en esta importante etapa.

A todas las personas que nos brindaron su orientación en la ciudad de Medellín para el desarrollo del proyecto, la doctora Juliana Uribe, Rene Muñoz, Daniel Peláez, Tatiana Tamayo, Yeixon Quintero y al

grupo de investigación de biología en sistemas; Luis Rodríguez, Carlos Santana, Gabriel Colmenares, Liliana Agudelo, y Jesús Carlos por sus asesorías y apoyo.

A la universidad Pontificia Bolivariana – Medellín por abrirnos sus puertas y permitirnos hacer uso de sus laboratorios para realizar nuestra investigación.

A la Universidad Francisco de Paula Santander Ocaña y todos los docentes que hicieron parte de nuestra formación profesional y moral.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación – México por abrirnos sus puertas y mostrarnos el proceso que se lleva en este lugar.

Índice

Capítulo 1. Desarrollo de material polimérico nanoreforzado para ser usado en la fabricación de endoprótesis tumoral de humero.....	1
1.1 Planteamiento del problema.....	1
1.2 Formulación del problema	2
1.3 Descripción del problema	2
1.4 Objetivos.....	3
1.4.1 General.....	3
1.4.2 Específicos.....	3
1.5 Justificación	4
1.6 Alcances.....	6
1.7 Delimitaciones.	6
Capítulo 2. Marco de referencia.....	8
2.1 Marco histórico	8
2.2 Marco conceptual.....	15
2.2.1 Esqueleto.....	15
2.2.2 Húmero.	18
2.2.3 Biomecánica.....	32
2.2.4 Endoprótesis humeral.....	38
2.2.5 Caracterización del nanocompuesto.	54
2.3 Marco legal	61
Capítulo 3. Diseño metodológico	65
3.1 Tipo de investigación.....	65

	x
3.2 Población.....	65
3.3 Muestra	65
3.4 Técnicas de recolección de información.....	68
3.5 Instrumentos de recolección de información	68
3.6 Fases del proyecto de investigación.....	69
Capítulo 4. Desarrollo del proyecto por medio de las actividades propuestas	72
4.1. Fase I: Ensayos mediante análisis experimental.	72
4.1.1 Revisión en artículos científicos relacionados con el polimetilmetacrilato con reforzante de nanopartículas sílice.....	72
4.1.2 Síntesis, funcionalización y selección de las nanopartículas de sílice como refuerzo. 73	73
4.1.3. Planteamiento de variables.	101
4.1.4 Elaboración de muestras.	121
4.2 Fase II. Caracterización mecánica – química.	125
4.2.1 Realizar pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM-EDX.....	125
4.2.2 Realizar pruebas de composición química por infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR).	126
4.2.3 Pruebas de micro dureza.	127
4.2.4 Ensayos de compresión.....	129
4.2.5 Pruebas de tracción.	131
4.2.6. Pruebas de Flexión.....	132
4.3 Fase III. Análisis de resultados	134

4.3.1. Analizar los resultados de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado.	134
4.3.2 Comparación de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado con las propiedades mecánicas del hueso (húmero).	136
4.3.3 Simulación de esfuerzos del material en el modelo de la endoprótesis tumoral de húmero.	137
Conclusiones	153
Recomendaciones	155
Bibliografía	156
Anexos	161

Lista de figuras

Figura 1. Pasos para la síntesis vía sol gel de diferentes compuestos.....	11
Figura 2. Anatomía del sistema óseo.	14
Figura 3. Esqueleto axial y apendicular.	15
Figura 4. A) planos del espacio del miembro superior. B) ejes de movimiento del húmero.....	16
Figura 5. A) movimiento de flexión. B) movimiento de extensión.	17
Figura 6. A) movimiento de abducción del hombro. B) movimiento de aducción del hombro. ..	18
Figura 7. A) flexión horizontal del hombro. B) extensión horizontal del hombro.	19
Figura 8. Rotación interna y externa del brazo.	20
Figura 9. Musculo deltoides.....	21
Figura 10. Musculo redondo mayor.....	22
Figura 11. Manguito de los rotadores.	23
Figura 12. Músculo supraespinoso.	24
Figura 13. Músculo infraespinoso.....	25
Figura 14. Músculo subescapular.	26
Figura 15. Músculo redondo menor.....	27
Figura 16. Tumor maligno en el húmero proximal.	28
Figura 17. Despiece de endoprótesis (RIMAG) no convencional para húmero.	35
Figura 18. Esquema implante en el brazo.	35
Figura 19. Ubicación del implante.....	36
Figura 20. Síntesis del PMMA por polimerización vinílica de radicales libre.	40
Figura 21. Diagrama de flujo de un proceso sol-gel típico.....	44
Figura 22. Síntesis de nanopartículas de sílice.	63

Figura 23. Proceso sinterización nanopartículas de sílice.	64
Figura 24. Montaje funcionalización método 1.	65
Figura 25. Lavado de las nanopartículas.....	66
Figura 26. SEM SiO ₂ A) C-SiO ₂ x500 B) C1-SiO ₂ -COOH x500 C) C2-SiO ₂ -COOH x500 D) C-SiO ₂ x20000.	69
Figura 27. Medición del tamaño de la nanopartícula C- SiO ₂	70
Figura 28. SEM SiO ₂ A) SC-SiO ₂ B) SC1-SiO ₂ -COOH C) SC2-SiO ₂ -COOH D) SC- SiO ₂ x20000.....	71
Figura 29. Medición del tamaño de la nanopartícula SC- SiO ₂	72
Figura 30. Resultados caracterización EDS SC- SiO ₂ A) área de análisis, B) resultados.	73
Figura 31. Resultados caracterización EDS SC1-SiO ₂ -COOH A) área de análisis, B) resultados.	74
Figura 32. Resultados caracterización EDS SC2-SiO ₂ -COOH A) área de análisis, B) resultados.	75
Figura 33. Resultados caracterización EDS C-SiO ₂ A) área de análisis, B) resultados.....	76
Figura 34. Resultados caracterización EDS C1-SiO ₂ -COOH A) área de análisis, B) resultados.	77
Figura 35. Resultados caracterización EDS C2-SiO ₂ -COOH A) área de análisis, B) resultados.	78
Figura 36. FTIR de sílice calcinada y sin calcinar.....	79
Figura 37. FTIR de C1 – SiO ₂ y las SC1 – SiO ₂	80
Figura 38. FTIR de C2 – SiO ₂ y las SC2 – SiO ₂	81
Figura 39. Probetas de PMMA/SiO ₂	82
Figura 40. Resultados promedios ensayos de dureza.....	83
Figura 41. Resultados promedios ensayos de dureza.....	84

Figura 42. PMMA marca veracril. A) Acrílico líquido auto curable con entrecruzaste. B) Acrílico sólido auto curable.	85
Figura 43. Probetas de PMMA.	86
Figura 44. Ensayo de dureza.	88
Figura 45. SEM del polimetilmetacrilato.	90
Figura 46. FTIR de polimetilmetacrilato.	91
Figura 47. Resultado ensayos de tracción PMMA.	92
Figura 48. Resultados ensayos de compresión PMMA.	93
Figura 49. Resultados ensayos de flexión.	93
Figura 50. FTIR diferentes composiciones PMMA- C1-SiO ₂ -COOH.	95
Figura 51. SEM diferentes muestras. A) PMMA. B) PMMA - 0.01 % C1-SiO ₂ -COOH. C) PMMA 0.05 % C1-SiO ₂ -COOH. D) PMMA 0.01% C1-SiO ₂ -COOH. E) PMMA 0.15 % C1-SiO ₂ -COOH.	96
Figura 52. 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.	97
Figura 53. EDS PMMA- C1-SiO ₂ : COOH – 0.01%. A) Área de muestra, B) Resultados.	98
Figura 54. EDS PMMA- C1-SiO ₂ : COOH 0.05%. A) Área de muestra, B) Resultados.	99
Figura 55. EDS PMMA- C1-SiO ₂ : COOH 0.1%. A) Área de muestra, B) Resultados.	100
Figura 56. EDS PMMA- C1-SiO ₂ : COOH 0.15%. A) Área de muestra, B) Resultados.	101
Figura 57. Curva esfuerzo de flexión contra deformación de diferentes probetas reforzadas.	103
Figura 58. Maquinado de probetas.	106
Figura 59. Probetas ensayo flexión.	106
Figura 60. Probetas ensayo tensión.	107

Figura 61. Probetas ensayos compresión.	107
Figura 62. Probeta ensayo dureza.	108
Figura 63. FTIR del PMMA-C1-SiO ₂ -COOH-0,15 %.	109
Figura 64. Máquina de ensayo Knoop/Vickers.	110
Figura 65. Resultados ensayo de compresión.	112
Figura 66. Resultados ensayo de tracción.	113
Figura 67. Resultados ensayo de flexión.	114
Figura 68. Análisis metalográfico, A) probeta fuera de rango) otras probetas.	115
Figura 69. Componentes de la velocidad inicial.	122
Figura 70. Caída de una altura superior.	124
Figura 71. Caída desde su misma altura.	125
Figura 72. Curva fuerza contra tiempo de impacto para $e=0$	126
Figura 73. Simulación de esfuerzo a flexión caso 3.	127
Figura 74. Simulación de esfuerzo a flexión caso 2.	128
Figura 75. Simulación de esfuerzo a flexión caso 1.	128
Figura 76. Simulación de esfuerzo a compresión caso 3.	129
Figura 77. Simulación de esfuerzo a compresión caso 2.	130
Figura 78. Simulación de esfuerzo a compresión caso 1.	130
Figura 79. Resistencia a la flexión de varias muestras.	156

Lista de tablas

Tabla 1. Resultados ensayo de tensión PMMA.	12
Tabla 2. Resultados ensayo de flexión PMMA.	12
Tabla 3. Resultados ensayo de impacto PMMA.	12
Tabla 4. Organización estructural del hueso.	31
Tabla 5. Propiedades mecánicas de rigidez del húmero.	32
Tabla 6. Módulo de Young del húmero en ensayos mecánicas.	32
Tabla 7. Propiedades mecánicas de los biomateriales.	37
Tabla 8. Potencial característico de diversos metales y aleaciones clarke y hickman.	38
Tabla 9. Ventajas del polimetilmetacrilato.	41
Tabla 10. Cantidad y tipo de nanopartícula para probetas.	57
Tabla 11. Numero de probetas para ensayo por cantidad de sílice.	57
Tabla 12. Numero de probetas para diferentes ensayos.	58
Tabla 13. Cantidad volumétrica de los reactivos.	63
Tabla 14. Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final.	66
Tabla 15. Nanopartículas de sílice obtenidas, nomenclatura y peso final.	68
Tabla 16. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice sin calcinar.	73
Tabla 17. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice (SC1-SiO ₂ -COOH)	74
Tabla 18. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice sin calcinar funcionalizada grupo carboxílico.	75
Tabla 19. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice calcinadas C-SiO ₂	76
Tabla 20. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice C1-SiO ₂ -COOH.	77
Tabla 21. Porcentaje en átomo de las nano partículas de sílice C2-SiO ₂ -COOH.	78

Tabla 22. Variaciones liquido(ml) – polvo(gr) PMMA.....	86
Tabla 23. Valores ensayo de dureza.	88
Tabla 24. Proporciones ideales Polvo - Liquido.....	89
Tabla 25. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO ₂ - COOH 0.01%.....	98
Tabla 26. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO ₂ - COOH 0.05%.....	99
Tabla 27. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO ₂ - COOH 0.1%.....	100
Tabla 28. Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO ₂ - COOH 0.15%.....	101
Tabla 29. Proporciones PMMA - C1-SiO ₂ -COOH.....	102
Tabla 30. Resultados ensayos de micro dureza.	111
Tabla 31. Propiedades mecánicas del nanocompuesto.	116
Tabla 32. Propiedades mecánicas del polímero PMMA.....	117
Tabla 33. Propiedades mecánicas del hueso y nanocompuesto.....	118
Tabla 34. Resultados del cálculo de fuerza.....	127
Tabla 35. Resultados de las simulaciones.....	131
Tabla 36. Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas mecánicas estáticas. Flexión y resistencia a la flexión.	152
Tabla 37. Resultados (media ± desviación estándar) obtenidos de pruebas de microindentación H – dureza.....	152
Tabla 38. Resultados obtenidos pruebas de nanoindentacion H- dureza.....	152
Tabla 39. Composición de mezclas usadas.....	154

Lista de anexos

Anexo A.Preparación del PMMA, enfoque varios autores.....	142
Anexo B.Pmma reforzado con nano sílice diferentes autores.	147
Anexo C.Síntesis de nanopartículas vía sol – gel a nivel mundial.	158
Anexo D.Síntesis de nanopartículas de sílice por sol – gel a nivel nacional.	164
Anexo E.Clasificación de los materiales usado en las partes del cuerpo.....	166
Anexo F.Aplicación de materiales biocompatibles.	167
Anexo G. Escalas y cargas de las pruebas de dureza.....	169
Anexo H. Proporciones probetas PMMA- nanopartículas de sílice.	171
Anexo I. Resultados preliminares de ensayo de dureza.....	173
Anexo J. Tabla de resultados modelo físico.	174
Anexo K. Imágenes de probetas ensayadas.	186

SIMBOLOGÍA.

PMMA= Polimetilmetacrilato.

SiO₂= Nanopartículas de sílice.

TEOS= Tetraetilortosilicato.

C-SiO₂= Nanopartículas de sílice calcinadas.

SC-SiO₂= Nanopartículas de sílice sin calcinar.

C1-SiO₂-COOH= Nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el primer método con ácido carboxílico.

C2-SiO₂-COOH = Nanopartículas de sílice calcinadas funcionalizadas por el segundo método con ácido carboxílico.

COOH= Acido carboxílico.

C-SiO₂= Nanopartículas de sílice calcinadas.

SC-SiO₂= 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.

OCH₃=Enlace de un oxígeno, un carbono y 3 hidrógenos.

CH₃=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-SiO2-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-SiO2-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-SiO2-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-SiO2-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.

Δt =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.*

α =*Angulo de caída.*

Capítulo 1. Desarrollo de material polimérico nanoreforzado para ser usado en la fabricación de endoprótesis tumoral de humero.

1.1 Planteamiento del problema

La biomecánica en los últimos años ha brindado solución para asistir a diversos padecimientos presentados en los seres humanos, entre estos el cáncer óseo, realizándolo a través de diferentes elementos como: injertos (auto injerto, aloinjertos, xeno injertos), endoprótesis, placas, etc., con el fin de preservar la subsistencia de las extremidades y otorgar a los pacientes la conservación de la movilidad.

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, las variaciones de longitud de esta endoprótesis van desde los 130mm hasta los 150mm.

Aún se requiere más información al respecto de los materiales para la fabricación de la endoprótesis, está se ha venido fabricando actualmente en acero 316 LVM grado médico un grupo y titanio el cual resulta costoso y difícil de mecanizar, la vida útil de este tipo de implantes varía entre los 8 a 10 años, transcurrido este periodo el paciente se debe someter a la a una nueva cirugía para retirar la endoprótesis y colocar una nueva, por estos motivos se requieren nuevos

materiales más asequibles, con mayor vida útil, menor peso y con mayor facilidad de mecanizado para la fabricación de estos implantes.

1.2 Formulación del problema

¿Cuáles son las propiedades mecánicas y químicas del polimetilmetacrilato reforzado con nanopartículas de sílice para su posible uso como material de fabricación de una endoprótesis tumoral de húmero?

1.3 Descripción del problema

A nivel mundial se han venido trabajando diferentes tipos de compuestos poliméricos para aplicaciones en el cuerpo, estudiando sus propiedades mecánicas y químicas y la variación de estas al añadirle cualquier tipo de reforzante, una de estas aplicaciones son los implantes en los cuales encontramos las endoprótesis de tipo tumoral. El cáncer óseo no es de tipo muy común, sin embargo, existen variedad de ellos y afecta desde niños a ancianos, cuando este tipo de lesión aparece la última instancia es recurrir a la cirugía, en el húmero el tipo de cáncer óseo más común es el osteosarcoma el cual generalmente ataca un tercio proximal de este.

Para combatir este tipo de padecimiento el doctor Genaro Rico del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) diseñó un set de endoprótesis las cuales son fabricadas en acero grado médico y titanio, este tipo de materiales son costosos y difícil de maquinar, también son atacados por diferentes sistemas del cuerpo y rechazados, la vida útil de este implante va desde los 8 a 10

años, por lo cual el paciente se debe enfrentar nuevamente a la cirugía para extraer el implante y colocar uno nuevo.

Por estas razones se deben estudiar y proponer nuevos materiales con propiedades requeridas para su implementación, características similares a la del hueso, de menor peso, maquinado y con mayor vida útil para este tipo de implantes.

1.4 Objetivos

1.4.1 General.

Desarrollar un material polimérico nano reforzado para ser utilizado en la fabricación de endoprótesis tumoral de húmero con propiedades mecánicas aptas, de fácil adquisición y maquinado.

1.4.2 Específicos.

- Definir la composición de la mezcla del polimetilmetacrilato (PMMA) reforzado con nanopartículas de sílice mediante análisis experimental, con el fin de buscar las mejores características del material.

- Estandarizar desde el punto de vista mecánico, químico y micro estructural el polimetilmetacrilato (PMMA) reforzado con nanopartículas de sílice, para obtener las propiedades del nano compuesto.
- Comparar las propiedades mecánicas del nanocompuesto obtenido con las del húmero con el fin de determinar si son aptos para la fabricación de la endoprótesis humeral.

1.5 Justificación

El cáncer óseo es un problema que causa malformaciones, fracturas, destruye el tejido normal del hueso y en el peor de los casos amputaciones, por esta última razón en el mundo se vienen desarrollando endoprótesis tumorales para el remplazo del hueso afectado, brindándole al paciente la conservación de la extremidad afectada; el cáncer óseo ocupa el 0,2% de todos los casos de cáncer, la Sociedad Americana Contra el Cáncer estima alrededor de 1,550 muertes a causa de estos.

En la industria existen sin número de biomateriales para la realización de las endoprótesis, cada uno con propiedades distintas, la selección de este depende de diferentes aspectos como sus propiedades mecánicas, compatibilidad, dureza, desgaste, resistencia a la corrosión, fiabilidad, factibilidad, entre otros.

Algunos de estos biomateriales como el titanio, Aleaciones de TI-AL-V y el Polietileno(PE) se han utilizado para reemplazo de articulaciones (cadera, rodilla), la

Hidroxiapatita(HAP) se ha venido utilizando para reparaciones de defectos óseos, el óxido de aluminio para implantes dentales, entre otros.

Por lo anterior se realizarán pruebas mecánicas y químicas al polimetilmetacrilato (PMMA) reforzado con nanopartículas de sílice para comprobar si posee las propiedades requeridas para su implementación en una endoprótesis tumoral para húmero, reduciendo así los costos de fabricación de este tipo de implante y otorgando mejor calidad de vida al paciente.

El polimetilmetacrilato se eligió para la realización de esta investigación debido a su fácil maquinado, a su bajo costo, a los reportes encontrados en la literatura en los cuales se ha utilizado este material para sustitutos óseos y debido a que este polímero se encuentra en procesos de aceptación de la administración de alimentos y medicamentos (food and drug administration FDA).

Se hizo la elección de las nano partículas de sílice para el desarrollo de esta investigación ya que se han encontrado reportes de que estas mejoran las propiedades mecánicas de los polímeros, y al igual que el PMMA se encuentra en estado de aceptación del FDA.

Se realizará un análisis mediante ensayos mecánicos y pruebas químicas a el nanocompuesto, las pruebas que se llevaran a cabo para la evaluación de este compuesto serán mecánicas tales como resistencias a la compresión, resistencia a tracción, resistencia a flexión y dureza, y químicas tales como microscopia electrónica de barrido e infrarrojo por transformada

de Fourier; con las cuales se caracterizara el nanocompuesto para la obtención de las propiedades mecánicas y químicas del mismo. Se realizará un análisis comparativo entre las propiedades del material nano reforzado y las propiedades del hueso (húmero), con el cual se llegará a las conclusiones de este proyecto, esperando obtener buenas propiedades por parte del nanocompuestos para su aplicación.

1.6 Alcances

Se estudiará la composición, estructura y propiedades mecánicas del polimetilmetacrilato (PMMA) reforzado con nano partículas de sílice bajo las diferentes normas ASTM para la aplicación en implantes internos para húmero.

Se caracterizará el compuesto a través de ensayos de microscopia electrónica de rastreo SEM-EDX, infrarrojo por transformada de Fourier, resistencia a la compresión, resistencia a tracción, resistencia a flexión y dureza.

Se realizará una comparación entre las propiedades del compuesto reforzado con las propiedades del hueso (húmero).

1.7 Delimitaciones.

1.7.1 Geográfica.

Este proyecto se realizará en la ciudad de Medellín en la Universidad Pontificia Bolivariana (UPB) con la colaboración y supervisión de la Doctora Lina Marcela Hoyos Palacio bajo la vigilancia del director del proyecto y en la Ciudad de Ocaña en la Universidad Francisco de Paula Santander de la facultad de ingeniería.

1.7.2 Conceptual.

Los términos que se manejan como referentes del proyecto son: endoprótesis, Cáncer Óseo, biomateriales, polimetilmetacrilato, sílice, nano refuerzo, material nanocompuesto.

1.7.3 Operativa.

Con este proyecto se espera contribuir en un nuevo material a la medicina para la construcción de endoprótesis tumorales de húmero.

1.7.4 Temporal.

Este proyecto tendrá duración de 16 semanas iniciando desde el 26 de mayo de 2017 hasta el 18 de septiembre.

Capítulo 2. Marco de referencia

2.1 Marco histórico

Revisión del estado del arte.

Existen proyectos en los cuales se ha investigado sobre el polimetilmetacrilato reforzado y su uso para aplicaciones biomédicas. A través de la investigación realizada para este proyecto, se logró observar que la mayoría de los trabajos fue a nivel internacional.

Antecedentes a nivel mundial.

Thomas J. Pinnavaia, realizó un estudio a un compuesto de PMMA-reforzado nano sílice en el cual llevo a cabo pruebas de calorimetría de barrido diferencial con la cual se determinaron la temperatura de transición vítrea, también se realizó pruebas mecánicas de tracción, compresión y micro dureza con lo cual se comprobó 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. (F. A. Zhang, Lee, & Pinnavaia, 2009).

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 le realizaron pruebas mecánicas de micro dureza y tenacidad a la fractura,

también se realizaron pruebas de calorimetría de barrido diferencial y análisis de microscopia electrónica de barrido, todos los resultados obtenidos en estos ensayos se compararon con las propiedades del PMMA sin refuerzo. Este estudio se realizó con el fin de mejorar las propiedades 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 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. 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 atraído la atención de la comunidad científica debido a sus propiedades fisicoquímicas como son su resistencia mecánica, estabilidad química, biocompatibilidad y versatilidad sintética, siendo las principales características de las NP's de sílice mesoporosa son: elevada área superficial ($>1000 \text{ m}^2 \cdot \text{g}^{-1}$) que permite almacenar una gran cantidad de carga (35%), elevado volumen de poro ($>1 \text{ cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$), gran porosidad y elevado orden del poro, tamaño de poro modificable con una estrecha distribución (2-10 nm), buena estabilidad química y térmica, no tóxicas y biocompatibles con el organismo humano, dos superficies funcionalizables (interna y externa), fácilmente modificables morfológicamente (control en tamaño, poro y forma), fácilmente sintetizables, meso estructura estable. Su elevada superficie y gran volumen

de poro permite una elevada carga de componentes, tales como fármacos, sensores o proteínas, los cuales dotaran de funcionalidad los soportes inorgánicos. Por otra parte, las moléculas huésped en el interior de los poros estarán protegidas de una posible degradación en ambientes hostiles, como son el estómago y los intestinos, en el caso de aplicaciones biológicas. Para aplicaciones biomédicas, las MNP's 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 serian fácilmente eliminadas del organismo. (Linas & Sánchez, 2014).

El análisis realizado por F. Bedoui en el cual 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 15nm, 25 nm, 60nm, 150nm y 500nm, realizo pruebas en donde se comprobaron las propiedades mecánicas y térmicas como pruebas 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 presente año, en un artículo 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 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, 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 a nivel mundial. (Ver anexo C).

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

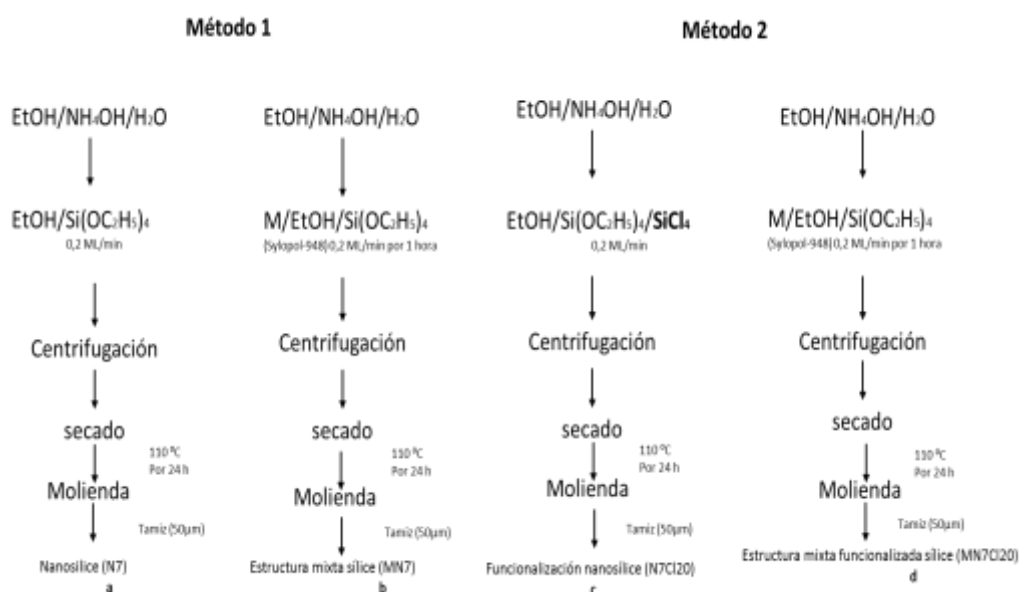


Figura 1. Pasos para la síntesis vía sol gel de diferentes compuestos.

Fuente: (Moreno et al., 2016).

Antecedentes a nivel nacional.

En Bogotá, en el 2014 se realiza 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 análisis biomecánico por medio del método de los elementos finitos con lo cual concluyeron, que este polímero proporciona 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 tabla 1, 2 y 3. (Arango Ospina, 2014).

En cada uno de los ensayos mecánicos realizados por 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.

Numero 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).

Tabla 2.

Resultados ensayo de flexión PMMA.

Numero 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).

Tabla 3.

Resultados ensayo de impacto PMMA.

Numero Probeta	Energía (J)	Tenacidad (J/m2)
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).

Antecedentes a nivel regional.

No se reportan estudios o investigaciones realizadas sobre los polímeros reforzados con nanopartículas de sílice.

2.2 Marco conceptual

2.2.1 Esqueleto.

Función: El esqueleto o sistema óseo es el sostén de todas las artes blandas, porque estas se insertan en el o porque se alberguen en sus cavidades. El hueso está formado por células, fibras y sustancia fundamental, sus componentes extracelulares están calcificados y le convierten en un material duro, firme e idealmente adecuado para su función de soporte y protección, proporciona apoyo interno y ofrece lugares de inserción a los músculos y tendones, que son esenciales para el movimiento. (Extractivas, 2004).

Estructura del tejido óseo: El hueso tiene una notable combinación de propiedades físicas, como una alta resistencia a la tracción y a la compresión, mientras que al mismo tiempo tiene cierta elasticidad y la ventaja de ser un material relativamente ligero de peso, en la figura 2

se puede apreciar la anatomía del sistema óseo. Es un material vivo y dinámico que está siendo renovado continuamente y que experimenta una permanente reconstrucción durante la vida del individuo. Existen dos formas de hueso que pueden distinguirse a simple vista (nivel macroscópico) el compacto y el esponjoso; este último está constituido por trabéculas que delimitan un sistema laberíntico de espacios intercomunicados, ocupados por la médula ósea. El hueso compacto aparece como una masa sólida continua en la cual solo se ven espacios con la ayuda del microscopio. Las dos formas de hueso se continúan una con otra sin un límite que lo separe. (Extractivas, 2004).



Figura 2. Anatomía del sistema óseo.

Fuente: (“Anatomía del sistema óseo - Monografias.com,” n.d.).

Estructura del esqueleto: El sistema esquelético está dividido en dos partes funcionales las cuales se pueden observar en la figura 3 y estas son:

Esqueleto axial: está compuesto por los huesos de la cabeza (cráneo), cuello (vértebras cervicales), tronco (costillas, esternón y sacro) y huesos planos en general que varían su configuración según la función que desempeñen. (Juárez, 2010).

Esqueleto apendicular: lo constituyen todos los huesos de los miembros (extremidades), incluidos los que forman la cintura escapular y pélvica. (Juárez, 2010).

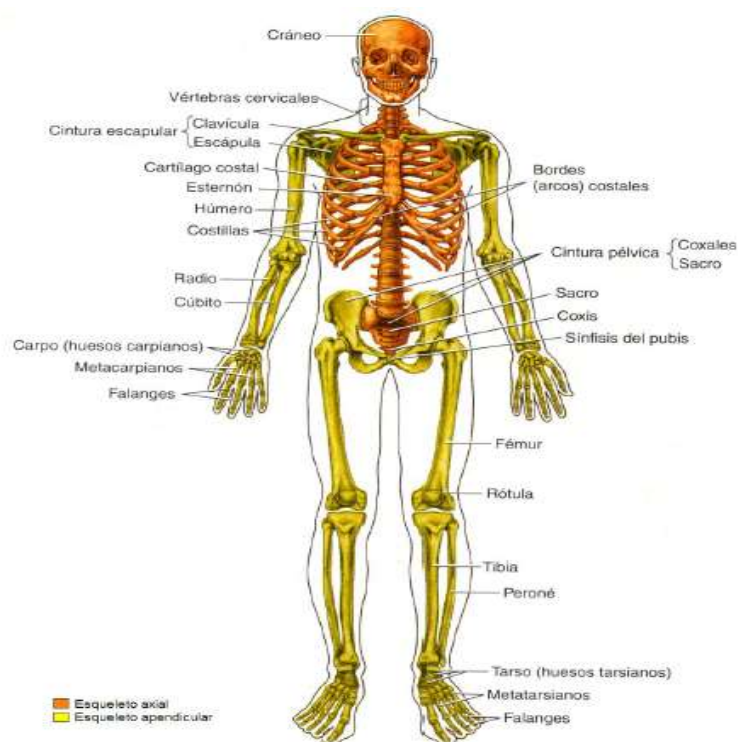


Figura 3. Esqueleto axial y apendicular.

Fuente: (Juárez, 2010).

2.2.2 Húmero.

Movimientos del húmero: Es el hueso más largo del miembro superior, se articula con la escapula en la articulación glenohumeral, con el radio y cubito en el codo.

La fisiología de la articulación proximal del miembro superior es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano, de esta forma es considerada como una de las articulaciones de mayor complejidad, debido a que se requiere hacer el estudio de cada uno de los movimientos que ejercen sobre ella. (Juárez, 2010).

Las descripciones anatómicas se basan en tres planos imaginarios (sagital, frontal, y horizontal) que se intersecan en el cuerpo en posición anatómica. En la figura 4 se puede observar los planos del espacio del miembro superior.

- Plano sagital: en este plano S encuentran el eje anteroposterior (2), que pasa a través del cuerpo y lo divide en parte derecha y parte izquierda, permitiendo os movimientos de abducción y aducción. (Juárez, 2010).
- Plano frontal (coronal): en este plano se localiza el eje trasversal (1), que atraviesa el cuerpo en Angulo recto, de manera que dividen el cuerpo en anterior (parte delantera) y posterior (parte trasera), permitiendo los movimientos de flexión y extensión. (Juárez, 2010).

- Plano horizontal: en este plano se ubica el eje vertical (3) que cruza el cuerpo en Angulo recto respecto a los planos frontal y sagital, dividiendo el cuerpo en una parte superior y una inferior. (Juárez, 2010).

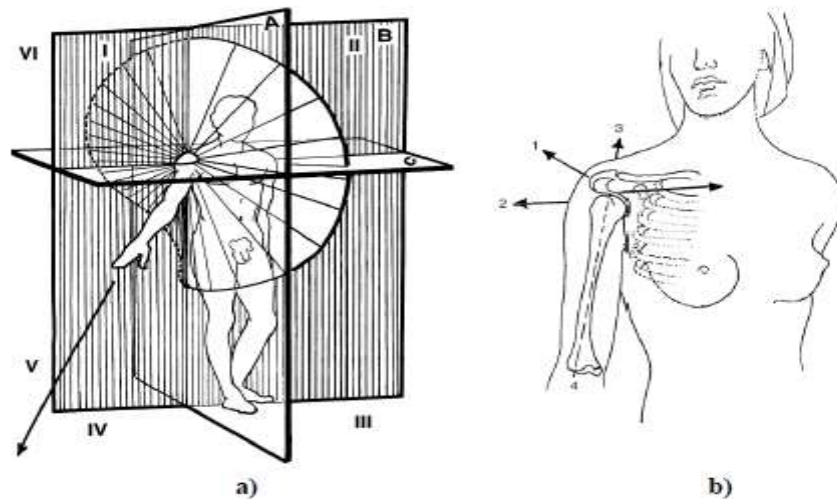


Figura 4. A) planos del espacio del miembro superior. B) ejes de movimiento del húmero.

Fuente:(Juárez, 2010).

- **Flexión y extensión del húmero:** Se define como flexión cualquier movimiento hacia delante que se consigue rotando la articulación escapulo humeral de 0° - 90° y extensión en llevar el miembro superior hacia atrás, alcanzando una amplitud de 45° - 50° . (Juárez, 2010).

En la figura 5 se puede apreciar los movimientos de flexión y extensión del hombro.

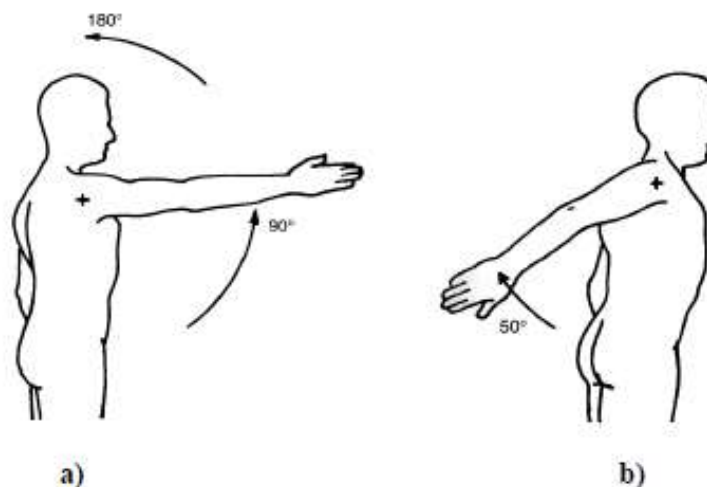


Figura 5. A) movimiento de flexión. B) movimiento de extensión.

Fuente:(Juárez, 2010).

Aducción y abducción del húmero: La abducción es el movimiento que aleja el miembro superior del tronco y se eleva hasta 180° y se realiza en el plano frontal, en la aducción el miembro superior se acerca al plano de simetría, en la figura 6a se observa el movimiento de aducción y en la 6b el movimiento de abducción del hombro. (Juárez, 2010).

Circunducción: Es un movimiento circular, debido a que es una combinación de flexión, extensión, abducción y aducción, la circunducción puede ocurrir en cualquier articulación que pueda realizar todos los movimientos antes mencionados. (Juárez, 2010).

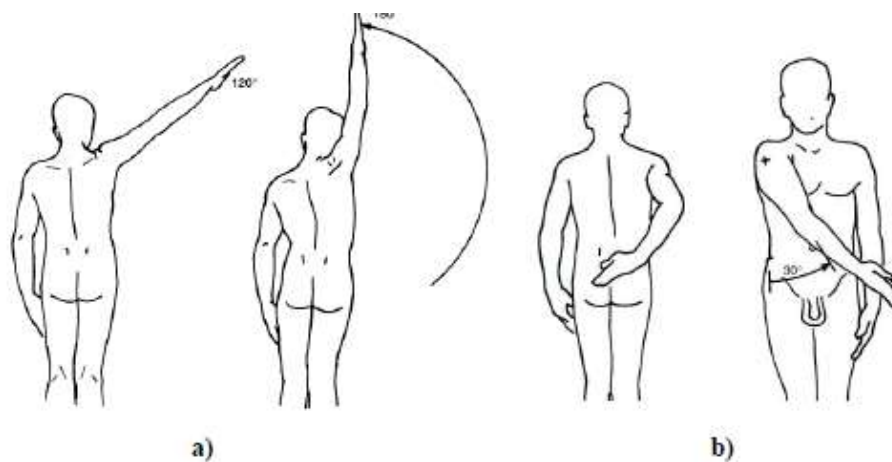


Figura 6. A) movimiento de abducción del hombro. B) movimiento de aducción del hombro.

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 aducción de menor amplitud, $30^{\circ} - 40^{\circ}$ activando los músculos deltoides, supraespinoso, infraespinoso, redondos, romboides y trapecio. (Juárez, 2010).

En la figura 7, se puede observar los movimientos de flexión y extensión del hombro.

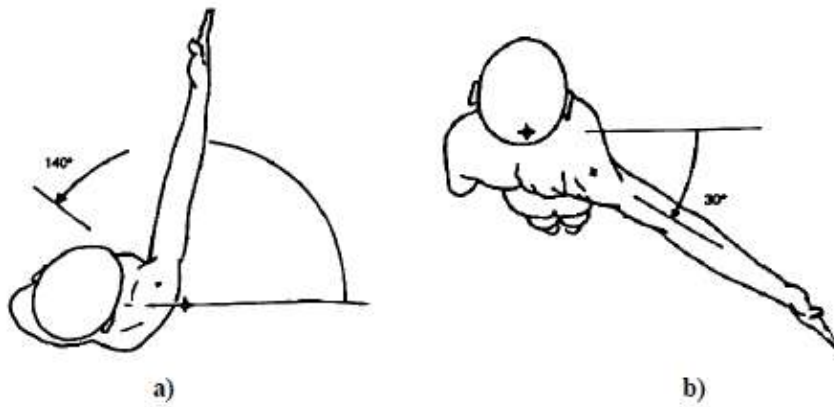


Figura 7. A) flexión horizontal del hombro. B) extensión horizontal del hombro.

Fuente: (Juárez, 2010).

Rotación interna y externa del brazo: Se trata de la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres ejes y tres grados de libertad, para medir la amplitud de los movimientos de la rotación interna es obligaría la flexión del codo a 90° logrando una amplitud de 95° con una aproximación hasta el plano sagital, es realizado por el musculo subescapular y el redondo mayor, como se puede observar en la figura 8.

La rotación externa con amplitud de 80 no llega a los 90 y es realizado por los músculos supraespinoso, infraespinoso y redondo menor, para lograrlo es importante el alejamiento del brazo hacia el costado. (Juárez, 2010).

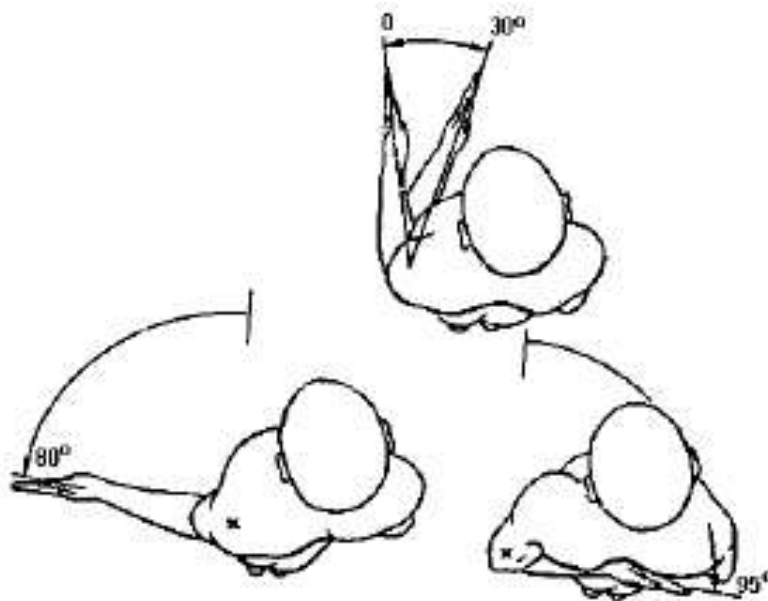


Figura 8. Rotación interna y externa del brazo.

Fuente: (Juárez, 2010).

Músculos escapulo humerales del miembro superior:

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

Deltoides: Es un músculo potente que debe su nombre a la forma triangular que lo caracteriza, su base es de inserción craneomedial, está encorvado a manera de concha con su concavidad medial, formando un colchón muscular que protege 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 posterior de la espina del omóplato, después sus haces musculares se dirigen hacia fuera y abajo para terminar en un tendón triangular que se inserta en el labio superior de la impresión deltoidea del húmero.(Jorge, Ruíz, Pablo, Bañuelos, & Marroquín, 2005).

En la figura 9, se observa el musculo deltoides y la ubicación del mismo.

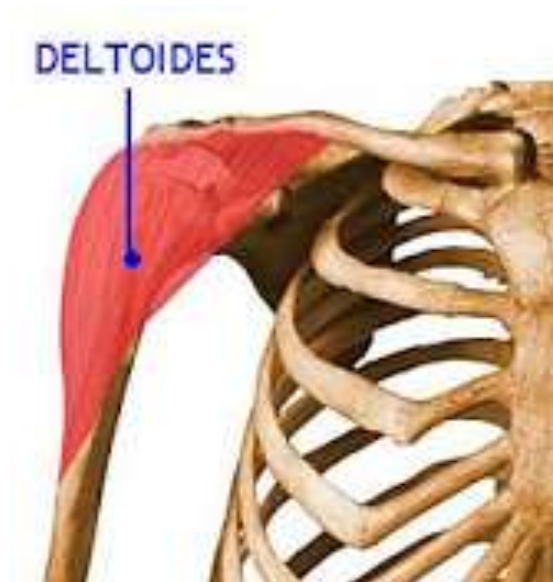


Figura 9. Musculo deltoides.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

Redondo mayor: Es un músculo de similar forma al anterior. Se inserta en la mitad inferior del borde axilar de la escápula, y en el ángulo inferior del mismo hueso, posteriormente sus fibras se dirigen en forma oblicua hacia arriba y afuera para terminar en un tendón que se fija en el labio interno del canal bicipital, en su cara posterior se relaciona con el músculo dorsal ancho, la piel y con la porción larga del tríceps, por su cara anterior se relaciona con el dorsal ancho, subescapular, coracobraquial y el paquete neurovascular de la axila. Está inervado por el nervio redondo mayor, ramo del plexo braquial. Acción. Cuando el omóplato permanece fijo es aductor del brazo, pero cuando el húmero es el que está fijo eleva el hombro. La cara superficial está en contacto con la fascia y la piel, en tanto que la profunda cubre la articulación del hombro y está separada de la tuberosidad mayor por la Bursa subdeltoidea. Inervación. Por el nervio circunflejo ramo del plexo braquial. Acción. Abductor y elevador del brazo. (Morales, 2007)

En la figura 10, se observa el musculo redondo mayor y la ubicación del mismo.

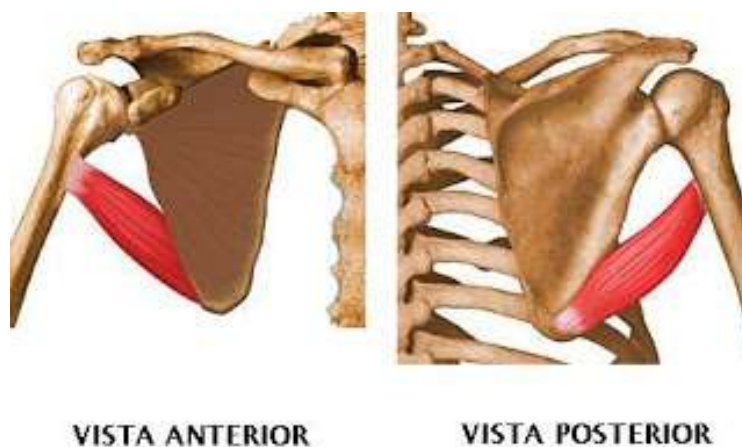


Figura 10. Musculo redondo mayor.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

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 musculo subescapular y los rotadores externos los cuales son, redondo menor, supraespinoso e infraespinoso, en la figura 11 se pueden apreciar estos. (Unidad, n.d.).

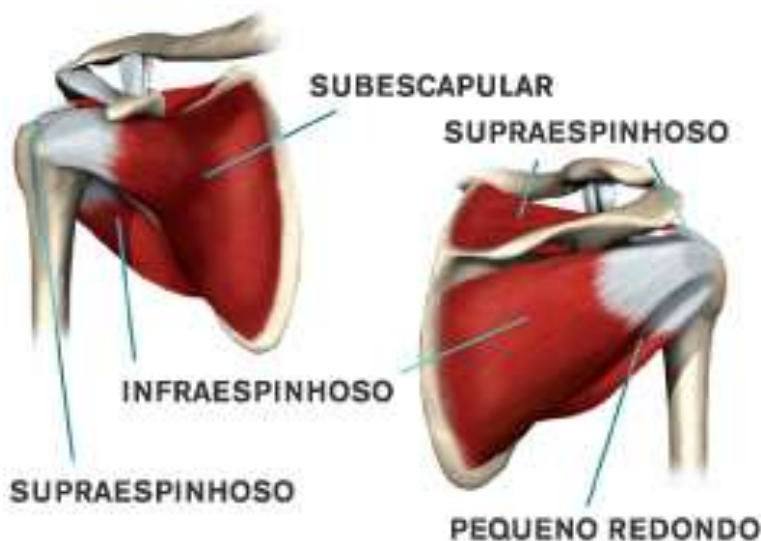


Figura 11. Manguito de los rotadores.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

Supraespinoso: Es de forma triangular con la base medial, se origina en casi toda la extensión de la fosa supraespinosa y convergiendo a un tendón que se fija en la tuberosidad mayor o troquíter del húmero, está cubierto por dentro y fuera por el trapecio, ligamento acromiocracoideo, la articulación acromio clavicular y por el deltoides, en su cara profunda cubre la cápsula de la articulación del hombro. Se encuentra innervado por el nervio supraescapular, ramo colateral del plexo braquial. Este musculo es el encargado de la abducción y elevar el brazo.(Jorge et al., 2005).

En la figura 12, se observa el músculo supraespinoso y la ubicación del mismo.



Figura 12. Músculo supraespinoso.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

Infraespinoso: Como el anterior es de 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, insertándose 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 anterior 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 13, se observa el musculo infraespinoso y la ubicación del mismo.



Figura 13. Músculo infraespinoso

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

Subescapular: Es de forma triangular, grueso y aplanado en sentido dorsoventral, se inserta en la fosa subescapular, sus fibras convergen en sentido cráneo-lateral en un tendón plano que se inserta en la tuberosidad menor (troquín) 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 14, se observa el musculo subescapular y la ubicación del mismo.

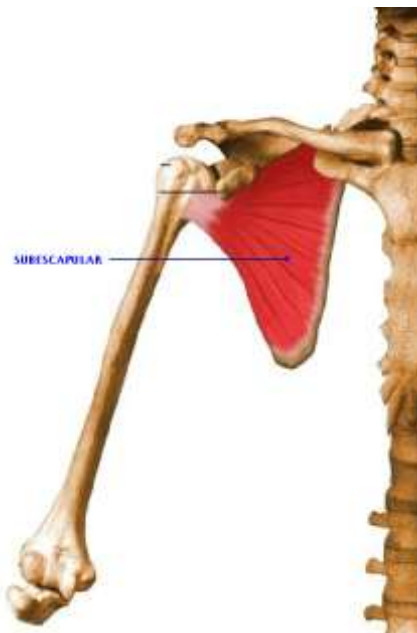


Figura 14. Músculo subescapular.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

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 15, se observa el musculo redondo menor y la ubicación del mismo.



Figura 15. Músculo redondo menor.

Fuente: (“Sistema muscular,” n.d.).

Tumores Óseos: Los tumores que afectan al esqueleto son poco frecuentes y forman un gran grupo con variedades derivadas del cartílago, hueso, tejido conjunto y otras estructuras, estos generalmente presentan problemas graves de diagnóstico. (Extractivas, 2004).

Los tumores malignos que surgen en el aparato musculoesquelético son raros, representan entre el 0.5 al 0.7 % de las neoplastias.(Juárez, 2010).

- **Osteosarcoma:** es un tumor óseo más frecuente el cual hace metástasis en huesos largos, tales como el humero como se puede apreciar en la figura 16.

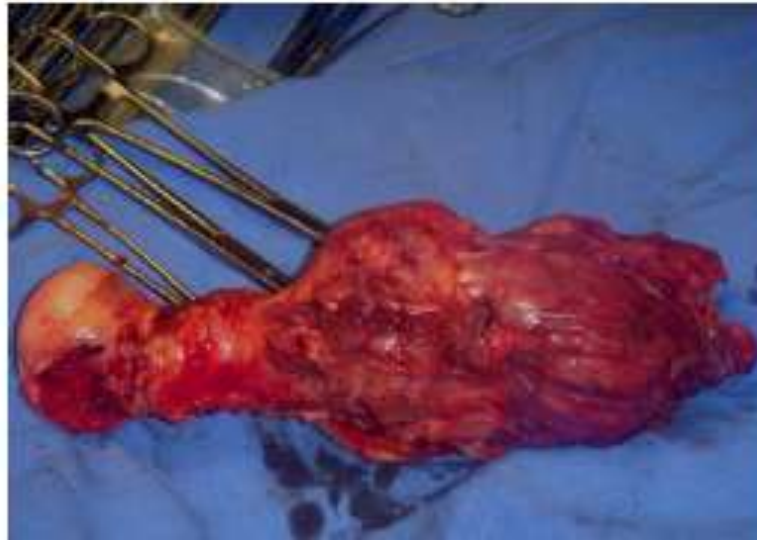


Figura 16. Tumor maligno en el húmero proximal.

Fuente: (Juárez, 2010).

- **Exostosis mutile hereditaria:** son más grandes que el osteosarcoma, produce deformaciones Oseas, es más común encontrarlo en husos del tronco.
- **Encondroma:** Es un tumor óseo benigno bastante frecuente, es asintomático, se presenta en huesos de las manos y pies.
- **Condroblastoma:** epífisis e huesos largos.
- **Fibroma condromixoide:** metástasis en huesos largos.

- **Condromatosis sinovial:** Proliferación y transformación metaplásica de la sinovial, Formación de múltiples nódulos cartilagosos u osteocartilagosos en articulaciones, bursas, tendones.
- **Condrosarcoma:** Es un tumor maligno con diferenciación condroide hialina que puede asociar cambios mixoides, y calcificación u osificación, casi siempre deriva de tejido oseo normal y se presenta en la pelvis, fémur, húmero, columna, arcos costales, y rara vez en manos y pies. (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. (Extractivas, 2004).
- **Células gigantes:** aparece en individuos de 20 a 40 años de edad y tiene predilección 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 puede aparecer en vertebras y en costillas; cerca del 10% dan metástasis y muestran todas las características de neoplasias malignas.

2.2.3 Biomecánica.

La biomecánica es una rama de la bioingeniería que estudia el sistema osteoarticular y muscular como estructuras mecánicas sometidas a movimientos y fuerzas, también estudia otros sistemas y órganos corporales, como por ejemplo la sangre como un fluido en movimiento, la mecánica de la respiración entre otros, así mismo interviene en el desarrollo de implantes y órganos artificiales. (Extractivas, 2004).

Biomecánica ortopédica: Se inicia como disciplina en los 70 y contiene a la ingeniería biomédica como la aplicación de la tecnología, la ingeniería y la física para la solución de problemas que involucran el sistema musculo-esquelético, haciendo énfasis en el diagnóstico, prevención y tratamiento de desórdenes en el cuerpo humano, en forma general estudia la mecánica del esqueleto y los huesos, fémur, rodilla, tibia, húmero y otros.(Extractivas, 2004).

Propiedades mecánicas y biomecánicas del hueso: Las propiedades del hueso varían en relación con las distintas estructuras del mismo, se tienen identificados distintos niveles de organización estructural, sus propiedades mecánicas fundamentales son la resistencia, rigidez y elasticidad.

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

Esta estructura hace al hueso heterogéneo y anisótropo, por ejemplo, el módulo de elasticidad de especímenes grandes se ha establecido entre 14 – 20 GPa, en tanto para especímenes corticales sometidos a micro flexión 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. (Extractivas, 2004).

Biomecánica mente, el tejido óseo puede ser considerado como un material bifásico (material compuesto), con sustancias minerales en una y el colágeno en otra, tal como ocurre en los materiales compuestos, la combinación de estas hace más resistente al material que uno solo de estos componentes. (Extractivas, 2004).

Si una carga se aplica en una dirección conocida sobre una estructura, la deformación de esta puede ser medida y representada en una curva esfuerzo – deformación, donde se pueden observar tres parámetros para determinar la resistencia de la estructura los cuales son la carga, la deformación y la energía que puede almacenar antes del colapso. (Juárez, 2010).

Tabla 4.

Organización estructural del hueso.

Nivel jerárquico	Componentes principales
Macroestructura	Hueso cortical y trabecular
Microestructura	Osteonas y trabéculas individuales
Submicroestructura	Laminas
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 I	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	Laminas
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	Laminas, fibras grandes de colágeno
Ultra o nano estructura	Fibrillas y moléculas de colágeno

Fuente: (Caeiro, 2013).

El análisis biomecánico de hueso cortical se lleva a cabo en cubos o cilindros que contengan el número suficiente de sistemas de Havers y huecos intersticiales para considerarse representativo. El límite superior del tamaño de la muestra vendrá determinado por la región anatómica de la que se ha extraído». Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de ensayo al que se someta. Las variaciones de los valores se deben principalmente a la región de procedencia y a la edad de la muestra.(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±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).

En el caso del hueso trabecular, el análisis mecánico se lleva a cabo también en cubos o cilindros de este subtipo tisular, de las dimensiones suficientes para que el componente microestructural no influya en las propiedades biomecánicas.

Las propiedades estructurales del hueso trabecular se determinan habitualmente mediante ensayos de compresión, tracción o flexión.(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, la mayor resistencia del hueso se observa entre los 20 y 40 años, el hueso cortical disminuye su módulo elástico un 2% cada década sobre todo a partir de los 50 años. (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 musculo esqueléticos. (Extractivas, 2004).

2.2.4 Endoprótesis humeral.

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 17 se puede observar las diferentes piezas que la componen, y en la figura 19 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 18, pero ninguna con la capacidad de ajustarse al tamaño del corte del hueso, así como lo plantea el doctor Rico Martínez.

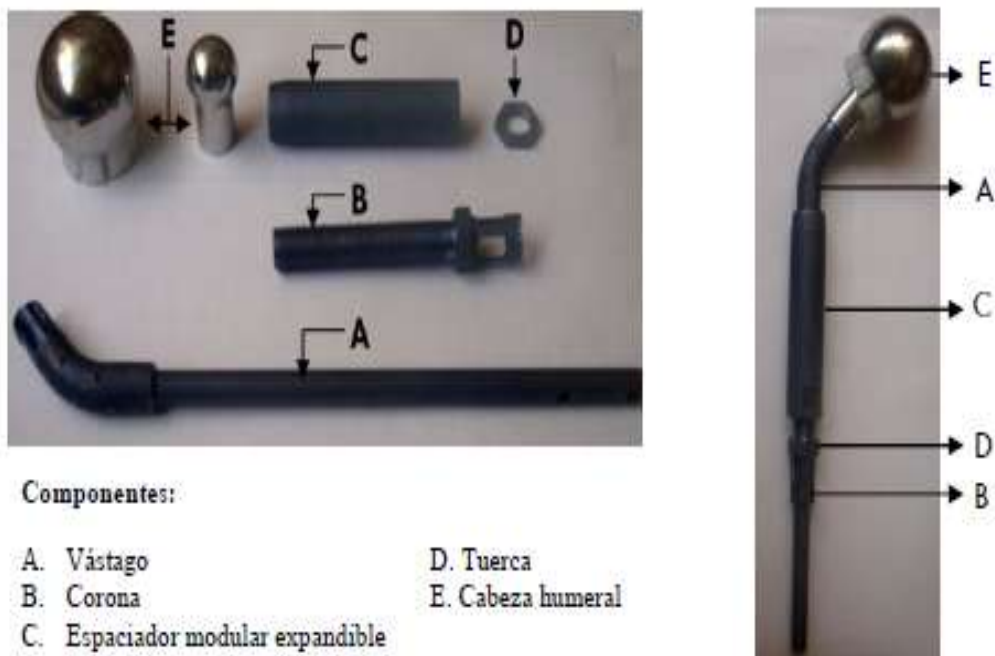


Figura 17. Despiece de endoprótesis (RIMAG) no convencional para húmero.

Fuente: (Juárez, 2010).

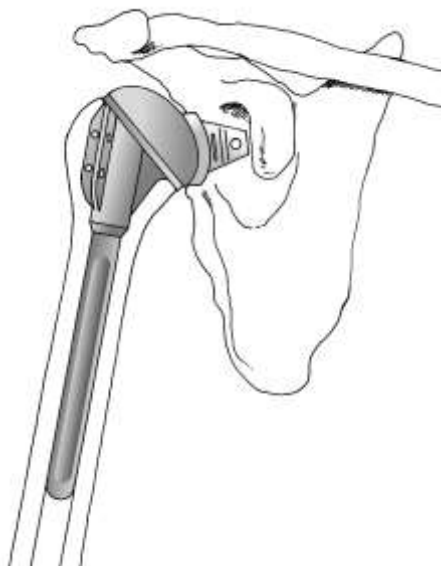


Figura 18. Esquema implante en el brazo.

Fuente: (“Modular system,” n.d.).



Figura 19. Ubicación del implante.

Fuente: (Juárez, 2010).

Material 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: Los nanomateriales son materiales que contienen partículas con una o más dimensiones en la 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 (%)
Metales			
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
Polímero			
Cementos óseos	20	20	2-4
Biológico			
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).

Nanocompuestos: los nanocompuestos son materiales formados por dos o más fases donde al menos una de estas fases tiene una de sus dimensiones en escala nanométrica. (“full-text,” n.d.).

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. Clarke y Hickman

estudiaron 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. (Extractivas, 2004).

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. (Extractivas, 2004).

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

Tabla 8.

Potencial característico de diversos metales y aleaciones clarke y hickman.

METAL	pc (mV)
TITANIO NIOBIO	+ 3 500
TANTALIO PLATINO ORO	+ 1 850
CROMO	+ 1650
ALEACIÓN A BASE DE COBALTO AISI 316 (x 5 Cr Ni Mo 18 10)	
ZIRCONIO	+ 1450
AISI 302 (x 5 Cr Ni 18 9) NÍQUEL	+1000
TUNGSTENO PLATA	+750
AISI 430 (x 8 Cr 17) AISI 410 (x 10 Cr 13) MOLIBDENO COBRE	+ 650
VANADIO COBALTO	+ 480
ACERO AL CARBÓN ALUMINIO ZINC	+ 320
MAGNESIO	+ 300

Fuente: (Extractivas, 2004).

Cerámicos: Los cerámicos se destacan por su toxicidad local y general, su escasa respuesta inflamatoria y su capacidad para estimular la formación de hueso a su alrededor.

Desafortunadamente, los cerámicos presentan severas 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 hidroxiapatita. (Extractivas, 2004).

Polímeros: Se emplean para 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. La 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. (Extractivas, 2004).

Polimetilmetacrilato: La historia del PMMA comienza a mediados del siglo XIX con trabajos relacionados con la obtención del ácido acrílico (ácido 2-propenóico) y su correspondiente polímero, así como del ácido metacrilato (ácido 2-metil-2-propenóico). (Artes, 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. (“Universidad de oviedo,” 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 20 se observa la síntesis del PMMA por radicales libres.

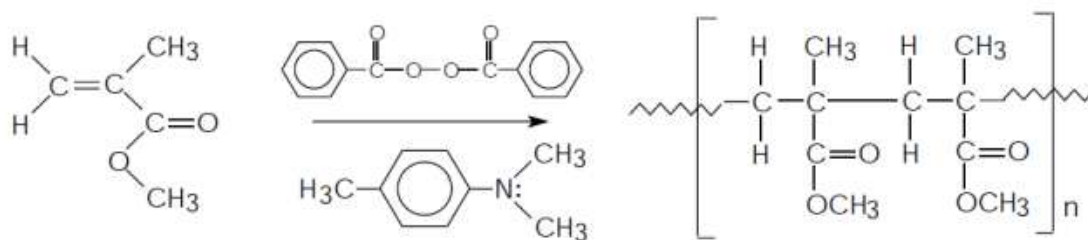


Figura 20. Síntesis del PMMA por polimerización vinílica de radicales libre.

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).

La velocidad global de polimerización está definida como un balance de varios procesos elementales los cuales consisten en: reacciones de iniciación, propagación, terminación y transferencia de cadena.(Materials, n.d.).

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.(Biom & Biodegradables, n.d.).

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.

Refuerzos

Sílice: Es el nombre dado a 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 presenta 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 micro cavidades 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, 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 21 se puede observar el diagrama de flujo del proceso sol-gel.

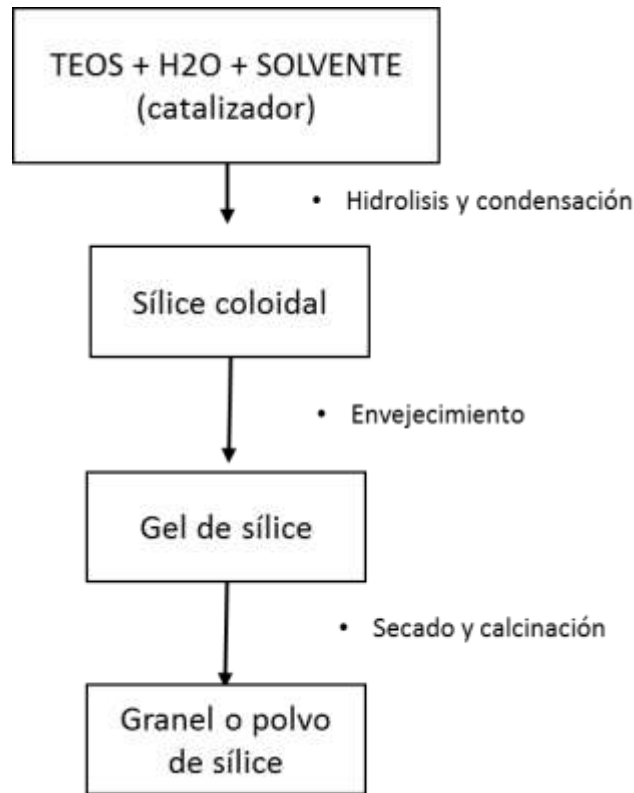


Figura 21. Diagrama de flujo de un proceso sol-gel típico.

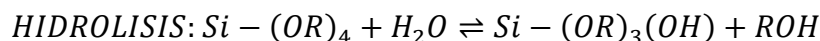
Fuente: (Rahman & Padavettan, 2012).

El proceso sol-gel, una técnica frecuentemente utilizada para la preparación de las nanopartículas de sílice (SNPS), implica 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).

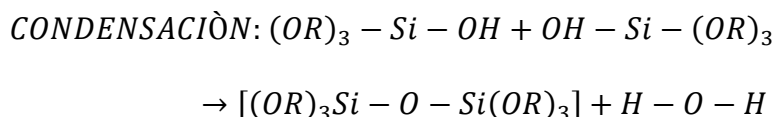
Esta diferencia en la formación de conglomerados se debe a la solubilidad de los óxidos metálicos en medio de reacción. La solubilidad del silicio oxido es más en el metal alcalino, lo que favorece la interconexión de sílice en racimos más que el medio ácido. Un procedimiento general de sol-gel incluye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



Fuente:(Singh et al., 2014).

La hidrólisis completa para formar $M(OH)_4$ es muy difícil de conseguir. En su lugar, puede producirse condensación entre dos grupos $-OH$ o $M-OH$ y un grupo alcoxi para formar

oxígeno y un agua o alcohol. Una reacción de condensación entre dos -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 M-O-M después de la liberación de agua (oxolación). La reacción entre un hidróxido y un alcóxidos conduce a formar enlaces M-O-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 M-O-M interconectados en una región particular, interactúan cooperativamente para formar coloides o un sol. Con el tiempo, las partículas coloidales se unen para forman 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, es decir, 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 nanocompuestos contemporáneos basados en el IMC. Generalmente 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 ultrasonicación 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).

2.2.5 Caracterización del 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.

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 | SCI,” n.d.).

Ensayo de compresión: El ensayo de compresión es un de ensayo de materiales utilizado para conocer su comportamiento ante fuerzas o cargas de compresión. El ensayo se realiza sobre una probeta del material, normalmente de forma cilíndrica, en una máquina universal de ensayo, obteniéndose una curva de tensión aplicada frente a deformación longitudinal unitaria producida.(Universitat Jaume I - Castellón - España, n.d.-a).

Ensayo de tracción: El ensayo de tracción es un ensayo en el que se somete a tracción a una probeta normalizada de un material hasta que se alcanza la rotura. La probeta suele ser cilíndrica con ensanchamientos en sus extremos para su fijación a las mordazas de la máquina. La máquina empleada para el ensayo de tracción es una máquina universal de ensayos que aplica un esfuerzo sobre la probeta para alargarla y mide el alargamiento producido y el esfuerzo aplicado. A partir de dichas medidas de fuerza y alargamiento y de las dimensiones de la probeta (sección y longitud inicial) se obtiene una gráfica durante el ensayo que representa la tensión σ (Fuerza aplicada / sección de la probeta) frente a la deformación longitudinal unitaria de la probeta ε (alargamiento / longitud inicial). (Universitat Jaume I - Castellón - España, n.d.-b).

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 diferentes 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.

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. (“INS - ASTM,” n.d.).

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) Standard Test Method for Rockwell Hardness of Plastics and Electrical Insulating Materials,” n.d.).

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).

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. (Jhonas A. Vega, n.d.).

Al alcanzar el haz la superficie de la muestra se generan principalmente las siguientes partículas: electrones retro dispersados (e1), electrones secundarios (e2), además de radiación electromagnética (rayos X) y otras partículas menos significativas. (Jhonas A. Vega, n.d.)

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 microscopia electrónica de barrido cuenta con diversidad de usos que van desde la industria petroquímica o la metalurgia hasta la medicina forense.(Jhonas A. Vega, n.d.).

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.(“Microscopio electrónico de barrido - EcuRed,” n.d.).

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). (“- Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR),” n.d.).

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 cm^{-1} con una resolución de 4 cm^{-1} . (“- Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR),” n.d.).

2.3 Marco legal

Constitución política de Colombia:

Artículo 61. El Estado protegerá la propiedad intelectual por el tiempo y mediante las formalidades que establezca la ley.

Artículo 71. La búsqueda del conocimiento y la expresión artística son libres. Los planes de desarrollo económico y social incluirán el fomento a las ciencias y, en general, a la cultura. El estado creara incentivos para personas e instituciones que desarrollen y fomenten la ciencia y la tecnología y las demás manifestaciones culturales y ofrecerá estímulos especiales a personas e instituciones que ejerzan estas actividades.

Ley 9 de 1979. “Por la cual se dictan medidas sanitarias”: Esta Ley, da los lineamientos generales necesarios para preservar, restaurar o mejorar las condiciones necesarias en lo que se relaciona con la salud humana; también reglamenta actividades y competencias de salud pública para asegurar el bienestar de la población.

En el Título VI. Drogas, Medicamentos, Cosméticos y Similares, se plasman los principios de las normativas para los dispositivos médicos, allí mismo se dictan las sanciones que se deriven de las prohibiciones y demás.

En el Título XI. Vigilancia y control, se establecen las medidas de seguridad y sanciones que se deriven del incumplimiento de la misma.(Velazco, 2012).

Universidad Francisco de Paula Santander de Colombia:

Acuerdo 065 de 1996: El cual establece el estatuto estudiantil que es el regente actual en la institución (superior universitario, 1996).

Artículo 140. El estudiante podrá optar por una de las siguientes modalidades del trabajo de grado:

a. Proyecto de investigación

Monografía

Trabajo de investigación: generación o aplicación de conocimientos sistematización del conocimiento.

b. Proyecto de extensión.

Trabajo social.

Labor de consultoría en aquellos proyectos en los cuales participe la universidad.

Pasantía.

Trabajo dirigido.

PARAGRAFO 1. El estudiante podrá optar como componente alterna al proyecto de grado, créditos especiales como cursos de profundización académica o exámenes preparatorios.

PARAGRAFO 2. Para algunos planes de estudio y de acuerdo a sus características el consejo académico podrá obviar la presentación del trabajo de grado.

Artículo 141. El proyecto de grado incluye las siguientes etapas:

a. Presentación del anteproyecto o plan de trabajo según corresponda a la modalidad del proyecto seleccionado.

b. Desarrollo de la investigación o ejecución física del proyecto.

c. Sustancias de la investigación y/o verificación o aval de la realización del proyecto.

PARAGRAFO. Para todas las modalidades de proyecto de grado, el estudiante deberá presentar un informe final avalado por su director.

Artículo 142. Las condiciones y procedimientos para la presentación, desarrollo y evolución de cada una de las modalidades de trabajo de grado, o sus componentes alternas, harán parte de la reglamentación específica de cada facultad, para cada plan de estudios.

PARAGRAFO. La universidad incorporara los trabajos de grado, como componente básico de su hacer y creara bancos de proyectos en los departamentos académicos y en la vicerrectoría asistente de investigación y extensión.

La Universidad Francisco de Paula Santander Ocaña, presenta a los lectores un documento guía para la adaptación de la última edición del Manual de publicaciones de la American Psychological Association, (Norma APA), para la redacción de trabajos de investigación, trabajos de grado y trabajos de aula. Este documento presenta un resumen de los aspectos de mayor consulta por parte de los estudiantes y docentes de la Universidad Francisco de Paula Santander Ocaña en lo referente a contenido, estilo, citación, referenciación, presentación de tablas y figuras, entre otras. (Hoja, Para, & Academico, 2012).

Administración de alimentos y medicamentos (Food and Drug administration-FDA):

Protege la salud pública mediante la regulación de los medicamentos de uso humano y veterinario, vacunas y otros productos biológicos, dispositivos médicos, el abastecimiento de alimentos en nuestro país, los cosméticos, los suplementos dietéticos y los productos que emiten radiaciones. (Commissioner, n.d.).

Capítulo 3. Diseño metodológico

3.1 Tipo de investigación

En este proyecto se realizará una investigación de laboratorio de tipo experimental la cual se ocupa de la orientación dirigida a los cambios y desarrollos. El control adecuado es el factor esencial del método utilizado. (Perfil, 2017).

En esta investigación se presenta la manipulación de variables no comprobadas, en condiciones rigurosamente controladas, con el fin de describir la situación, manipulando las variables a través del razonamiento hipotético-deductivo en el cual emplearemos muestras representativas y un diseño experimental como estrategia de control a través de una metodología cuantitativa, se realizara una medición sistemática y el análisis estadístico como característica para analizar los datos a través de varias fases.

3.2 Población

La población en esta investigación corresponde muestras de polimetilmetacrilato reforzado con nanopartículas de sílice.

3.3 Muestra

La muestra de esta investigación se detallará a continuación con relación a cada prueba a ejecutar y las variables manipuladas.

- Ensayos previos mezcla pmma variando la cantidad de polvo y líquido: 10 muestras.

- Muestras de nano sílice: 6 muestras, calcinadas (C-SiO₂), sin calcinar (SC-SiO₂), calcinadas funcionalizadas con ácido carboxílico mediante método 1 (C1-SiO₂-COOH), calcinadas funcionalizadas con ácido carboxílico mediante método 2 (C2-SiO₂-COOH), sin calcinar funcionalizadas con ácido carboxílico mediante método 1 (SC1-SiO₂-COOH), sin calcinar funcionalizadas con ácido carboxílico mediante método 2 (SC2-SiO₂-COOH).

Ensayos previos de PMMA con nano sílice variando la cantidad de y tipo SiO₂ para selección de la nanopartícula mediante ensayo de dureza: 30 muestras. En la tabla 10 se pueden apreciar la cantidad de probetas realizadas por tipo y cantidad de sílice utilizado.

Tabla 10.

Cantidad y tipo de nanopartícula para probetas.

Cantidad (%)	C-SiO ₂	SC-SiO ₂	C1- SiO ₂ - COOH	C2- SiO ₂ - COOH	SC1- SiO ₂ - COOH	SC1- SiO ₂ - COOH
0,01	1	1	1	1	1	1
0,05	1	1	1	1	1	1
0,1	1	1	1	1	1	1
0,15	1	1	1	1	1	1
0,2	1	1	1	1	1	1

Fuente: Elaboración propia.

Ensayos preliminares PMMA con nano sílice variando la cantidad SiO₂: 15 muestras para ensayo de flexión y dureza, las cuales se denotan en la tabla 11.

Tabla 11.

Numero de probetas para ensayo por cantidad de sílice.

Tipo de ensayo	0.01% de SiO ₂	0.05% de SiO ₂	0.1% de SiO ₂	0.15% de SiO ₂	0.2% SiO ₂
Flexión	2	2	2	2	2
dureza	1	1	1	1	1

Fuente: Elaboración propia.

Ensayos finales PMMA con nanosilice seleccionado: 4 por cada prueba, en total 13, la cantidad de probetas por ensayo realizadas se describen en la tabla 12.

Tabla 12.

Numero de probetas para diferentes ensayos.

Flexión	4
Compresión	4
Tracción	4
dureza	1

Fuente: Elaboración propia.

3.4 Técnicas de recolección de información

La técnica utilizada en este proyecto es la observación, la cual consiste en la indagación sistemática, dirigida a estudiar los aspectos más significativos de los objetos, hechos, situaciones sociales o personas en el contexto donde se desarrollan normalmente; permitiendo la comprensión de la verdadera realidad del fenómeno. (“Técnicas de Recolección de Información,” n.d.).

Se observará y analizará el comportamiento del polimetilmetacrilato reforzado con nanopartículas de sílice que es objeto de estudio para determinar su viabilidad en la sustitución del húmero.

3.5 Instrumentos de recolección de información

Se llevarán a cabo pruebas de laboratorio, para evaluar las variables que son objeto de estudio con el fin de identificar discrepancia alguna y demostrar los resultados. Además, se recolectará y analizarán los datos para contestar las preguntas de investigación y probar la hipótesis establecida.

Maquina universal para ensayos marca INSTRON 5582- Universidad Pontificia Bolivariana.

Durómetro Rockwell marca WILSON - Universidad Pontificia Bolivariana.

Microscopio Electrónico de Barrido JEOL JSM-6490LV - Universidad de Antioquia.

Microscopio Electrónico de Barrido JEOL - Universidad Pontificia Bolivariana.

Equipo de Infrarrojo por transformada de Fourier IS50 ATR - Universidad Pontificia Bolivariana.

Equipo de microdureza Wilson – Wolpert Tukon 2100B – Universidad Pontificia Bolivariana.

Equipo para sputtering marca DENTON VACUUM.

3.6 Fases del proyecto de investigación

Fases para el desarrollo de la propuesta cumpliendo los objetivos específicos: Se formula cada una de las fases y sus respectivas actividades a fin de dar solución al problema de investigación, las cuales son:

Fase I. Ensayos mediante análisis experimental

- Revisión de artículos científicos relacionados con el polimetilmetacrilato con reforzante de nano sílice.

- Síntesis y funcionalización de nanopartículas de sílice.
- Planteamiento de variables.
- Elaboración de muestras.

Fase II. Caracterización mecánica – química.

- Realizar pruebas de Microscopia electrónica de rastreo *SEM-EDX*.
- Realizar pruebas de infrarrojo por transformada de Fourier (TFIR).
- Realizar pruebas de dureza.
- Realizar pruebas compresión.
- Realizar pruebas tracción.
- Realizar pruebas flexión.

Fase III. Análisis de resultados

- Analizar los resultados de resultados de los ensayos mecanicos del material desarrollado.
- Comparación de resultados de los ensayos mecánicos del material desarrollado con las propiedades mecánicas del hueso (húmero).

Capítulo 4. Desarrollo del proyecto por medio de las actividades propuestas

A continuación, se presenta el resultado de las actividades propuestas en el diseño metodológico para el desarrollo del proyecto.

4.1. Fase I: Ensayos mediante análisis experimental.

Mediante las actividades de esta fase que se detallan a continuación, se dio cumplimiento al primer objetivo del proyecto.

4.1.1 Revisión en artículos científicos relacionados con el polimetilmetacrilato con reforzante de nanopartículas sílice.

Para desarrollo de esta actividad se realizó una investigación en algunas de las bases de datos las cuales son:

Scopus: es la base de datos de citas y citas más grande del mundo de literatura de investigación revisada por pares. Con más de 22.000 títulos de más de 5.000 editores internacionales. (“Scopus - Búsqueda de un perfil de autor,” n.d.).

Scimedirect: Búsqueda de revistas revisadas por pares, artículos, capítulos de libros y contenido de acceso abierto. (“ScienceDirect.com,” n.d.).

Redalyc: Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal. Impulsada por la UAEM para la difusión de la ciencia en acceso abierto. (“Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España,” n.d.).

SciELO: Es una biblioteca virtual para Latinoamérica, el Caribe, España y Portugal. Se desarrolla como una red que cuentan con sitios de operación regular en cada país e iniciativas en desarrollo. (“SciELO - Scientific electronic library online,” n.d.).

Entre otras más, esta actividad está contemplada en el anexo B del proyecto, mediante el desarrollo de esta actividad se determinaron los parámetros iniciales para realizar el análisis experimental. (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: CH₃CH₂OH: H₂O como se especifica en la tabla 13 y en el orden que se especifica 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 muestra en la figura 22, posteriormente se secó en un horno tipo mufla a 80°C para generar el gel, finalmente una parte del gel se calcinó en un crisol a 450°C por una hora y la otra parte se secó a 100°C por 12 horas en un horno, sin calcinación solo se maceraron. Se evaluó el efecto de la calcinación como efecto aglomerante y sinterizaste.



Figura 22. Síntesis de nanopartículas de sílice.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 13.

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: H_2O	4,09

Fuente: Elaboración propia.

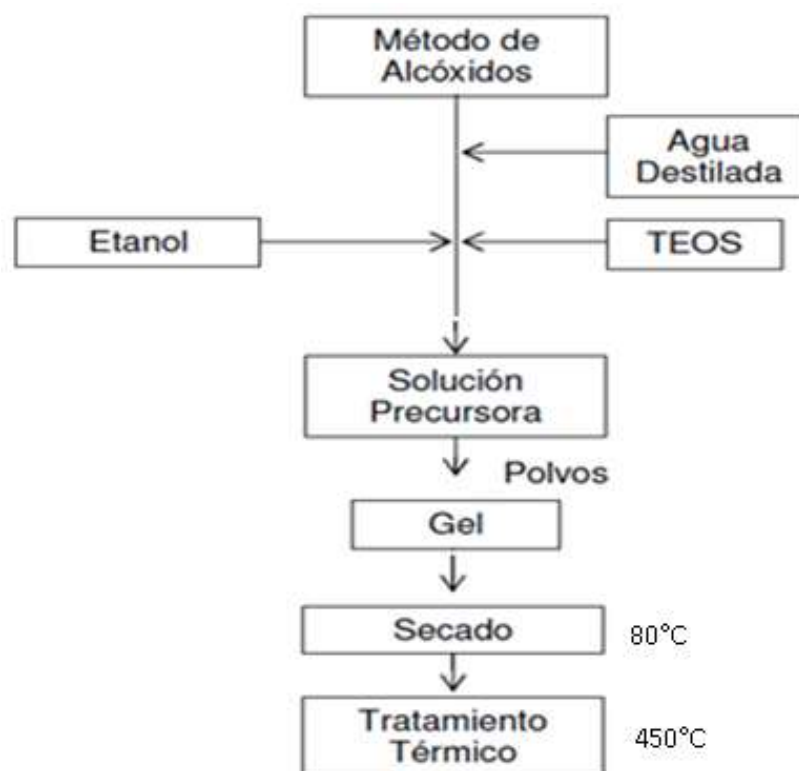


Figura 23. Proceso sinterización nanopartículas de sílice.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.2. 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 24 se puede observar el montaje del procedimiento en el laboratorio.



Figura 24. 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 25 se puede apreciar el montaje para el lavado de las nanopartículas.



Figura 25. 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 14.

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 ₂ – COOH	421 mg
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol gel calcinada y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	C1- SiO ₂ – COOH	408 mg

Fuente: Elaboración propia.

Método 2: Las nano partículas se mezclaron en una solución de H_2SO_2/H_2O_2 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 min 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 5×10^{-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 adiciono a esta solución acido 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 4000 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 15.

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 ₂ – COOH	342 mg
Nanopartículas de sílice, sintetizada vía sol gel calcinada y funcionalizada con ácido carboxílico metodología 1	C2- SiO ₂ – COOH	313 mg

Fuente: Elaboración *propia*.

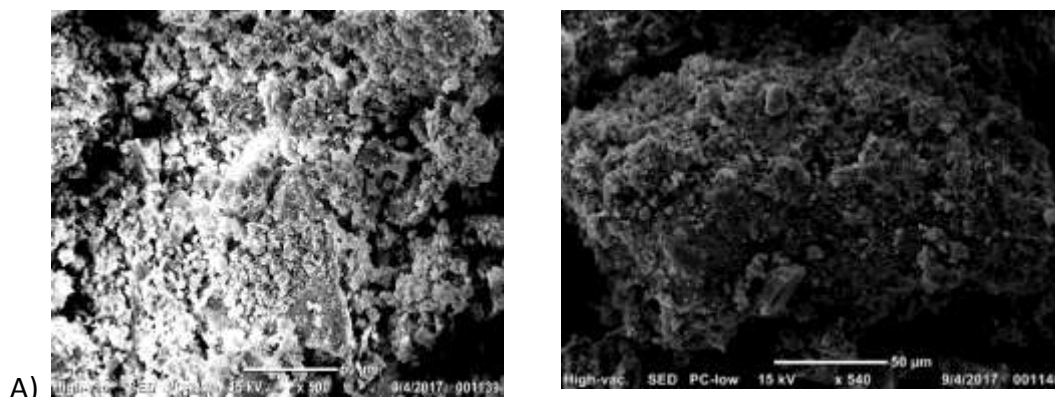
Caracterización de las nanopartículas de SiO₂.

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).

Pruebas de morfología y composición química por microscopia electrónica de barrido SEM – EDS:

Cada una de las muestras de nano sílice se dispersaron en 2ml de etanol y se sonicaron 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 100⁰ C en horno tipo muffla, consecutivamente se les realizo 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 26 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 27 se muestran las nanopartículas de sílice sin calcinar funcionalizadas por método 1 y 2.



B)

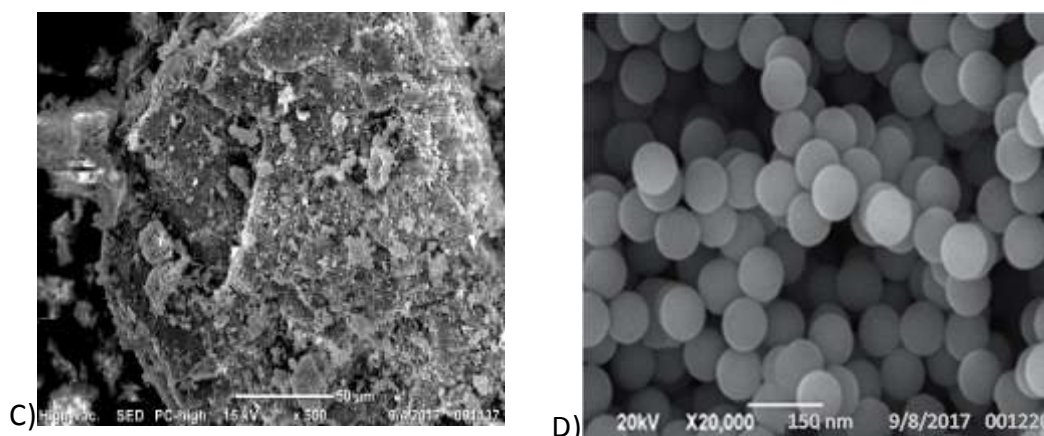


Figura 26. SEM SiO₂ A) C-SiO₂ x500 B) C1-SiO₂-COOH x500 C) C2-SiO₂-COOH x500 D) C-SiO₂ x20000.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 26 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 26b y 26c, 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 26d 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 ImagenJ como se puede apreciar en la figura 27.

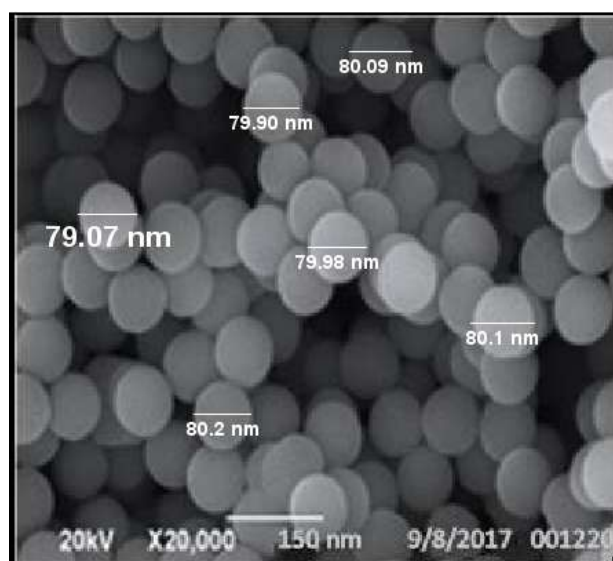
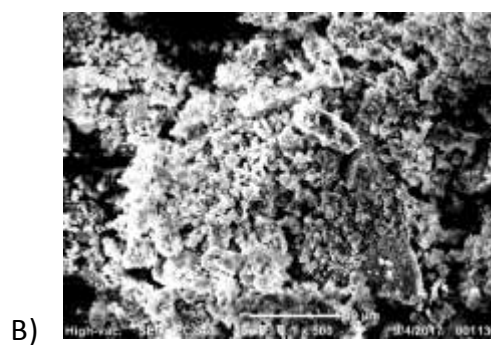
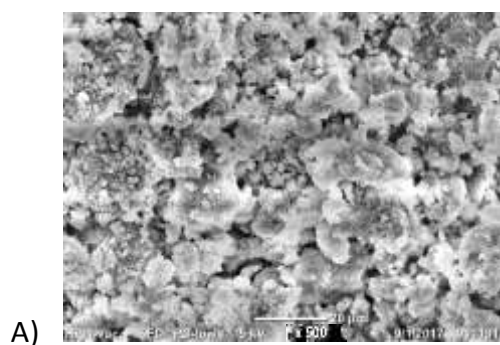


Figura 27. Medición del tamaño de la nanopartícula C- SiO₂.

Fuente: Elaboración propia.



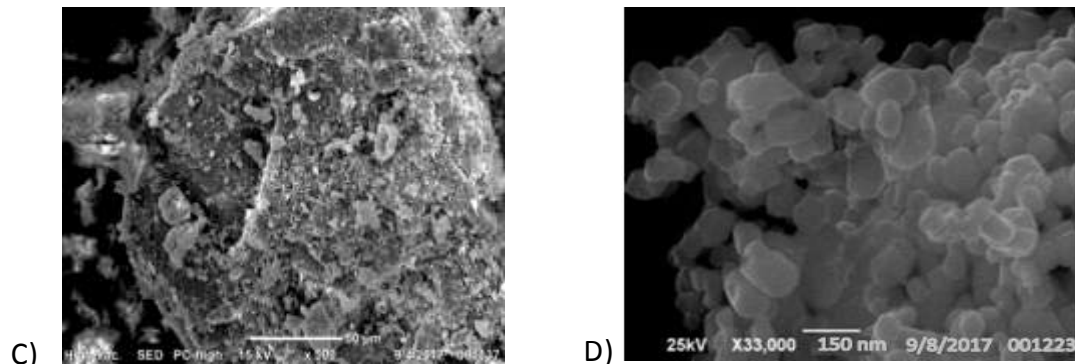


Figura 28. SEM SiO₂ A) SC-SiO₂ B) SC1-SiO₂-COOH C) SC2-SiO₂-COOH D) SC- SiO₂ x20000.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 28 a 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 28b y 28c 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 28d 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 29.

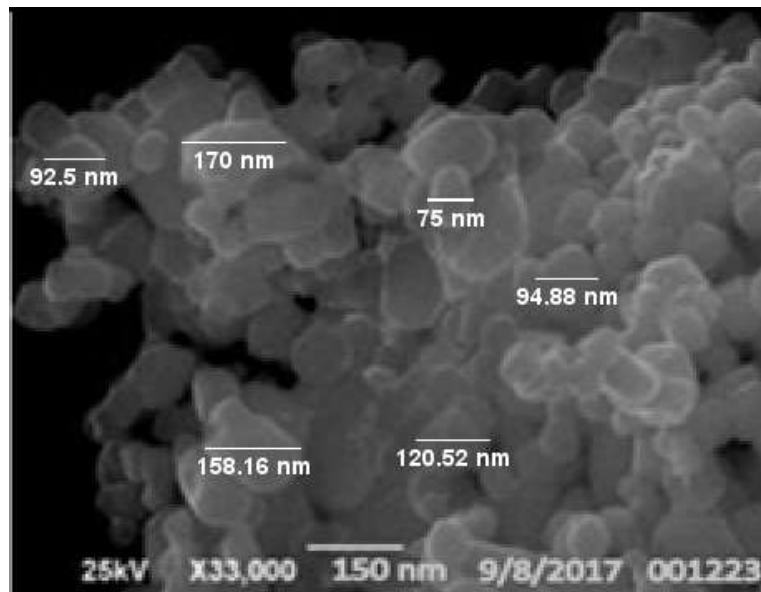
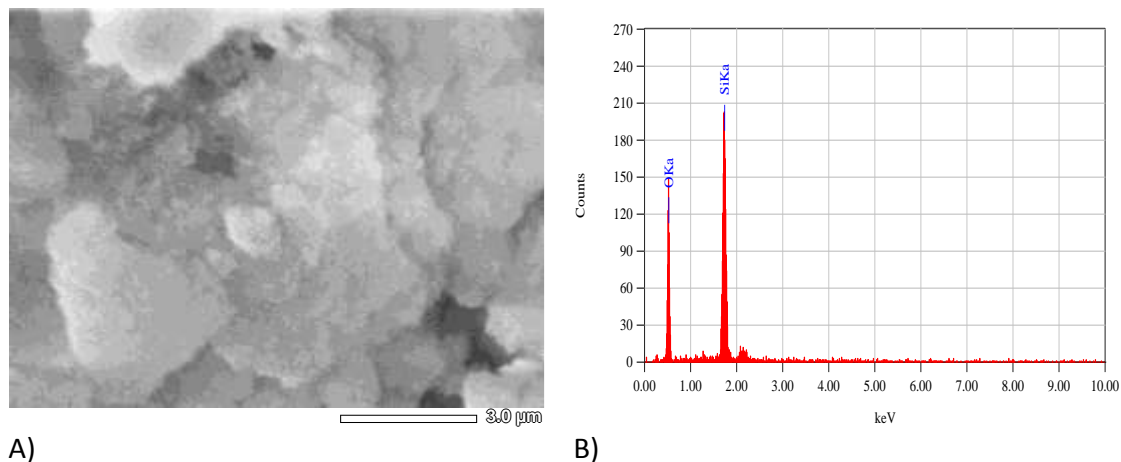


Figura 29. Medición del tamaño de la nanopartícula SC- SiO₂.

Fuente: Elaboración propia.

Al comparar la sílice calcinada con la sílice sin calcinar, se observa que las nano partículas 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 30 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en la nanopartícula de sílice sin calcinar (SC-SiO₂).



A) B)
Figura 30. Resultados caracterización EDS SC- SiO₂ 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 SiO₂ sin calcinar.

Tabla 16.

Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice sin calcinar.

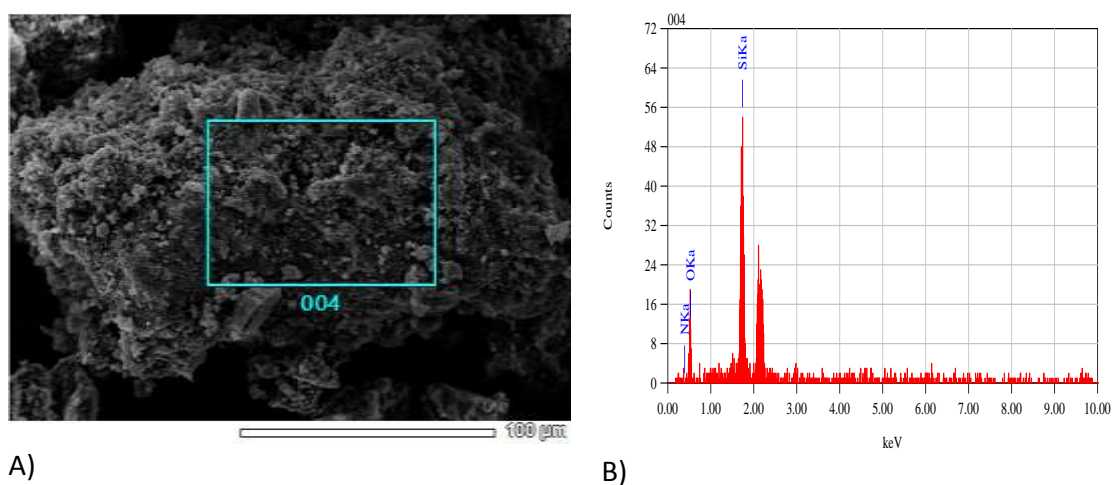
Elemento	Átomo %
Oxígeno	76.05
Silicio	23.95

Fuente: Elaboración propia.

Observando las proporciones de la tabla se nota que la relación de oxígeno respecto al silicio para la formación de SiO₂ se encuentra superior a la relación molar correspondiente, esto

puede deberse a la presencia de H₂O y OH y/o eliminación de cadenas orgánicas producto de la hidrólisis del etanol y del TEOS.

En la figura 31 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice SC1-SiO₂-COOH.



A)

B)

Figura 31. Resultados caracterización EDS SC1-SiO₂-COOH 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 SC1-SiO₂-COOH.

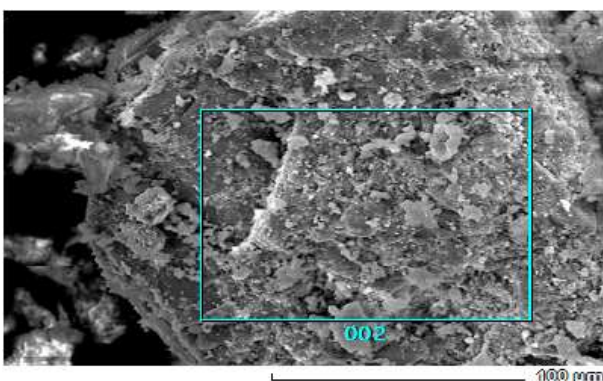
Tabla 17.

Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice (SC1-SiO₂-COOH).

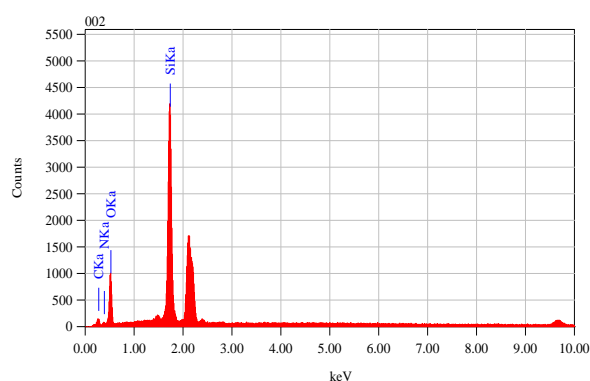
Elemento	Átomo %
Oxígeno	58.31
Silicio	28.89
Carbono	12.80

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 SiO₂, 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 32 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en la nanopartícula de sílice sin calcinar funcionalizadas con ácido carboxílico por el método 2. (SC2-SiO₂-COOH).



A)



B)

Figura 32. Resultados caracterización EDS SC2-SiO₂-COOH 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 SiO₂ sin calcinar funcionalizado con el grupo carboxílico por el método 2.

Tabla 18.

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

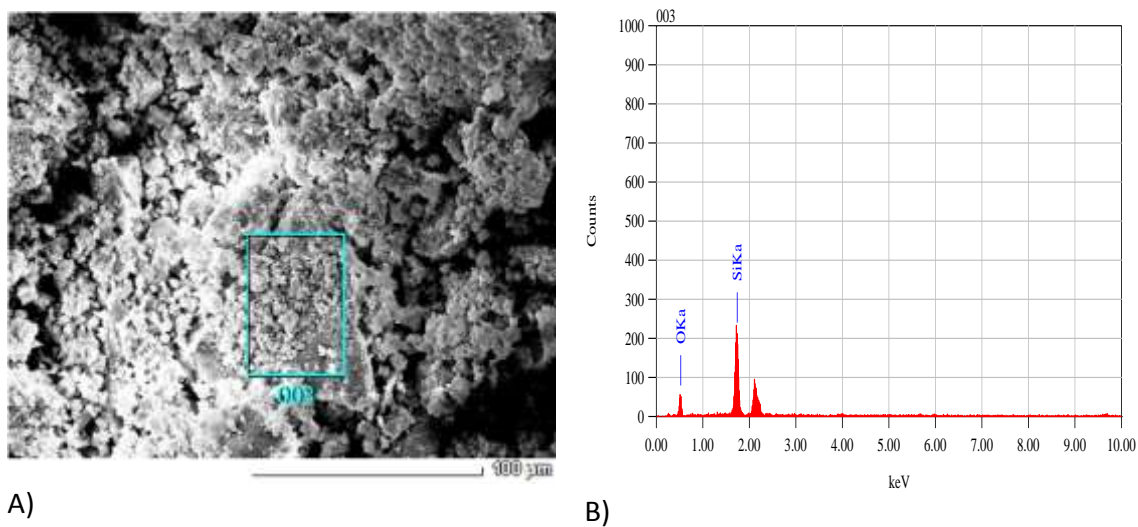
Elemento	Átomo %
Oxígeno	46.80
Silicio	19.46
Carbono	21.46

Fuente: Elaboración propia.

Al observar las proporciones de la tabla se nota que la relación de oxígeno respecto al silicio para la formación de SiO₂ 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 33 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice calcinado C-SiO₂.



A)

B)

Figura 33. Resultados caracterización EDS C-SiO₂ A) área de análisis, B) resultados.

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 19 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C-SiO₂.

Tabla 19.

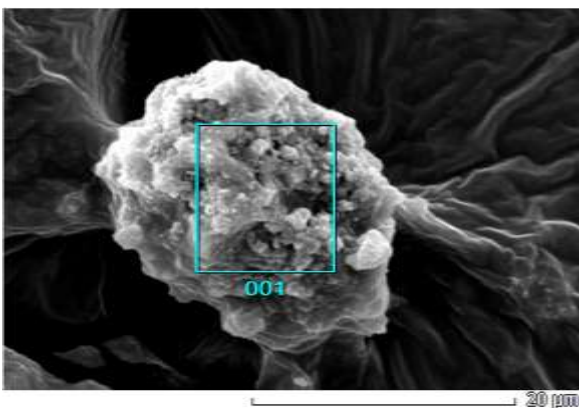
Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice calcinadas C-SiO₂.

Elemento	Átomo %
Oxígeno	64.89
Silicio	32.11

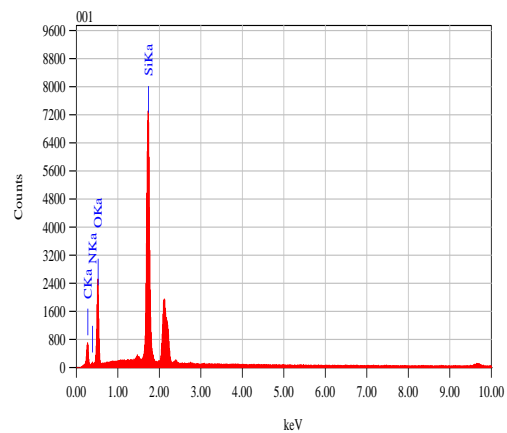
Fuente: Elaboración propia.

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 34 se puede observar los resultados del análisis EDS realizado en las nanopartículas de sílice C1-SiO₂-COOH.



A)



B)

Figura 34. Resultados caracterización EDS C1-SiO₂-COOH A) área de análisis, B) resultados.

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 20 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C1-SiO₂-COOH.

Tabla 20.

Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C1-SiO₂-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-SiO₂-COOH.

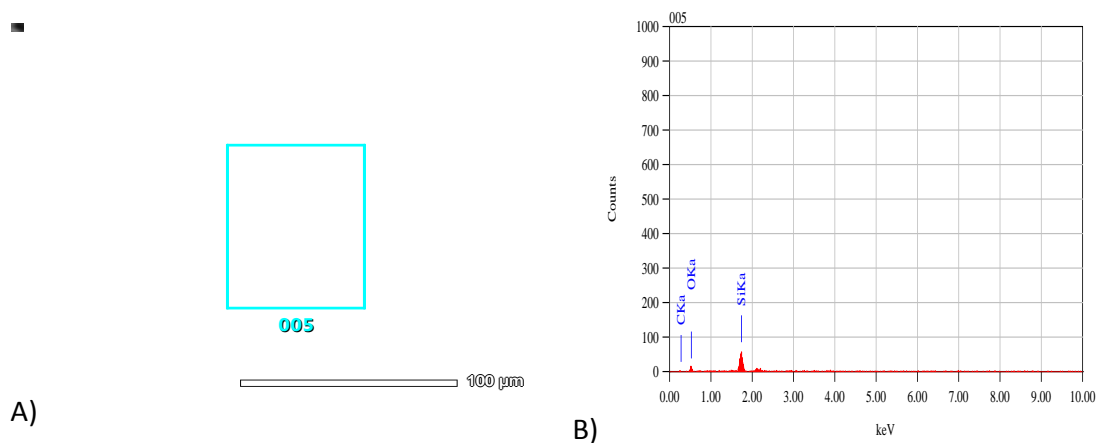


Figura 35. Resultados caracterización EDS C2-SiO₂-COOH A) área de análisis, B)

resultados.

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 21 se pueden observar la cantidad de átomos en porcentaje de las nanopartículas de C2-SiO₂-COOH.

Tabla 21.

Porcentaje en átomo de las nanopartículas de sílice C2-SiO₂-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.

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]⁻¹ de aumento, un espectro de 4000-400, 64 barridos, la muestra se colocó sobre cristal de diamante.

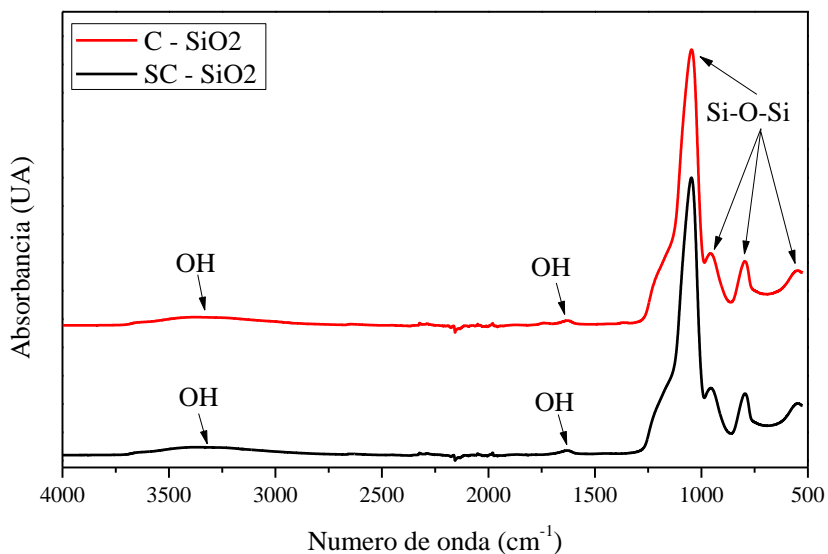


Figura 36. FTIR de sílice calcinada y sin calcinar.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 36 se muestra los FTIR de las C – SiO₂ y las SC – SiO₂ 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^{-1} y 1628.80 cm^{-1} . Se puede observar en el grupo Si-O-Si en intensidades de 957.13 cm^{-1} , 796.57 cm^{-1} y $548,37\text{ cm}^{-1}$ como lo referencia Ávila y Gomez (Avila-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.

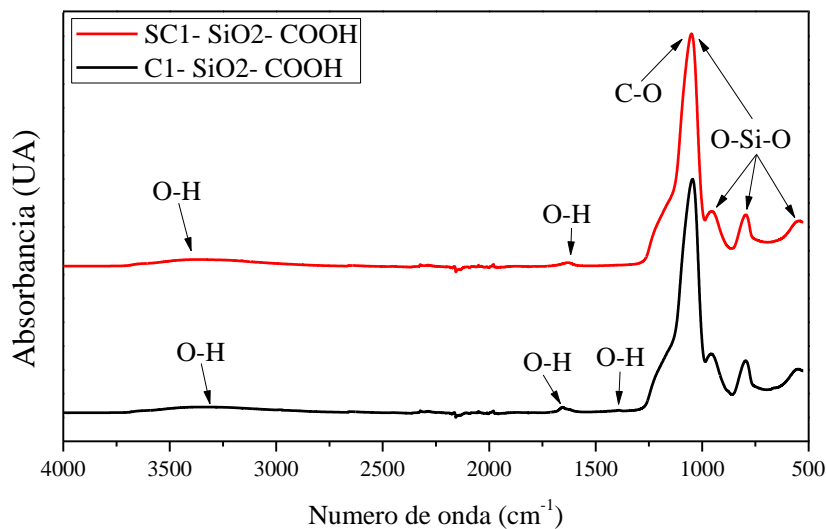


Figura 37. FTIR de C1 – SiO₂ y las SC1 – SiO₂.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 37 se muestra los FTIR de las C1 – SiO₂ y las SC1 – SiO₂ 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 – SiO₂ y las SC1 – SiO₂, pero es de resaltar que en las nanopartículas C1 – SiO₂ También se pueden ver la adición de un grupo O-H y C-O en las frecuencias de 1387.62 cm^{-1} 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.

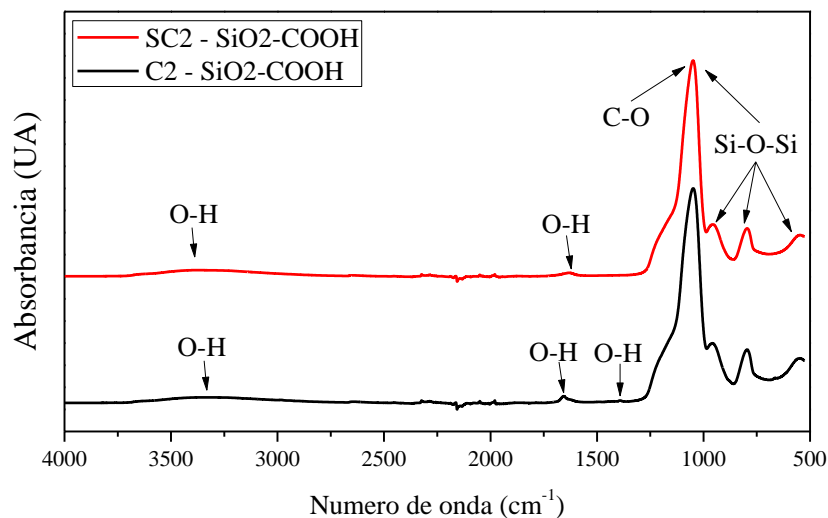


Figura 38. FTIR de C2 – SiO₂ y las SC2 – SiO₂.

Fuente: Elaboración propia.

De igual manera como se reporta en la figura 38 el método de funcionalización reportado por Yanqing y colaboradores también permite la presencia de ácido carboxílico en las nanopartículas C2 – SiO₂ y conservan la estructura característica de las nanopartículas de SiO₂ calcinadas.

4.1.3.3. Selección de las nanopartículas de SiO₂.

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 – SiO₂) 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 39 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 39. Probetas de PMMA/SiO₂.

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.

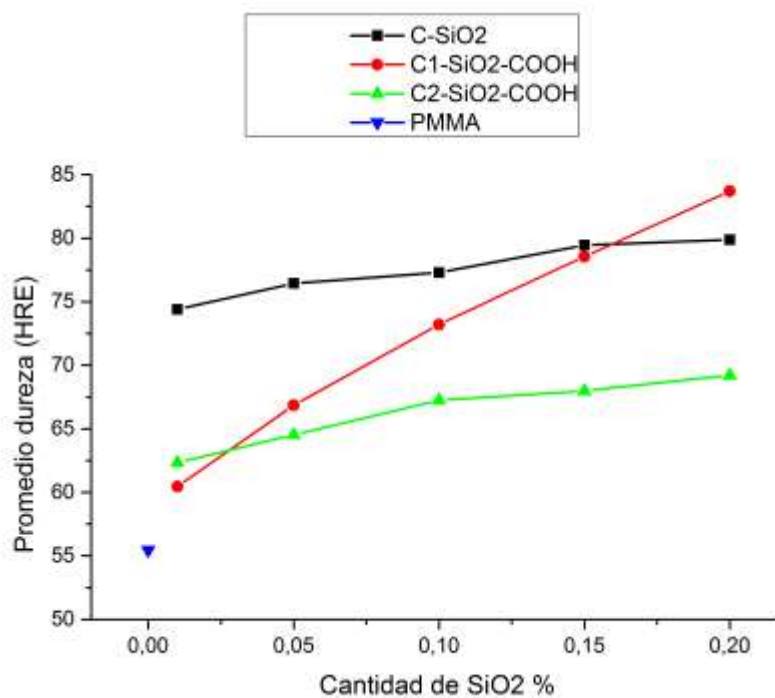


Figura 40. Resultados promedios ensayos de dureza.

Fuente: Elaboración propia.

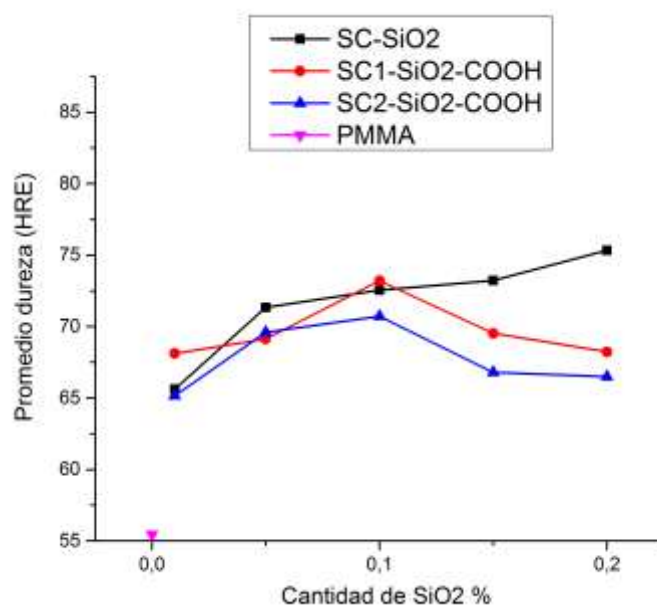


Figura 41. Resultados promedios ensayos de dureza.

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-SiO₂-COOH por lo cual se seleccionó este para continuar con el desarrollo del proyecto.

4.1.3. Planteamiento de variables.

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

4.1.3.1 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 autopolimerizable – transparente fabricado por New Stetic S.A (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 22), se retiró y moldeó sobre película de caucho como se puede observar en la figura 43, se dejó curar cada muestra durante 3:00 minutos.



Figura 42. PMMA marca veracril. A) Acrílico líquido auto curable con entrecruzaste. B) Acrílico sólido auto curable.

Fuente: Elaboración propia.

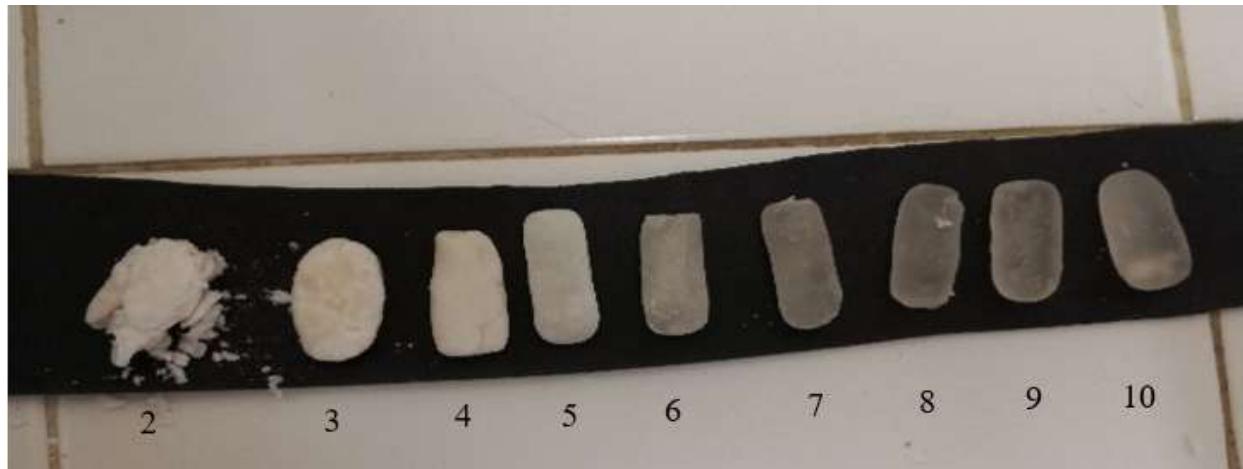


Figura 43. Probetas de PMMA.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 43 se puede observar en orden creciente de izquierda a derecha la elaboración de cada una de las probetas, en cada una de estas 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 22.

Variaciones líquido (ml)-polvo (gr) PMMA.

Numero 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 23), 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 44 se puede apreciar el ensayo de dureza sobre una pastilla del polímero.



Figura 44. Ensayo de dureza.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 23.

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 1,5gr/1ml solido - liquido, 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 realizo pruebas de morfológica y de composición química por medio de ensayos de infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR) y microscopia electrónica de barrido (SEM-EDS), en la figura 45 se puede observar la micrografía del PMMA.

Tabla 24.

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 45. SEM del polimetilmetacrilato.

Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 45 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 46 se muestra la identificación por parte del FTIR de los componentes de la molécula de PMMA en sus respectivas frecuencias, 2947 cm^{-1} para el C-H de estiramiento, 1720 cm^{-1} para el C=O de estiramiento, 1436 cm^{-1} para el CH_3 de estiramiento y 1144 cm^{-1} para el $-\text{OCH}_3$ 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 correspondientes, el resultado de estos ensayos se detalla a continuación.

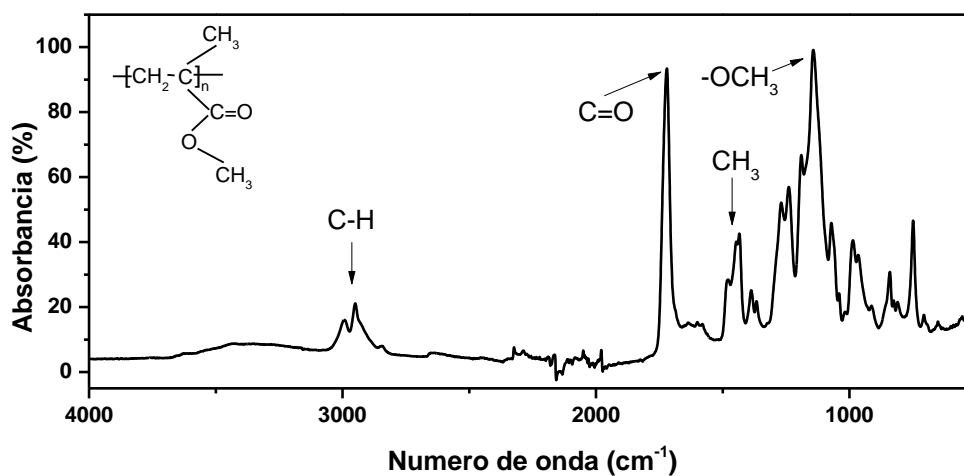


Figura 46. FTIR de polimetilmetacrilato.

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 47) exponen un esfuerzo promedio de 36,74 Mpa con una desviación estándar de 3.23.

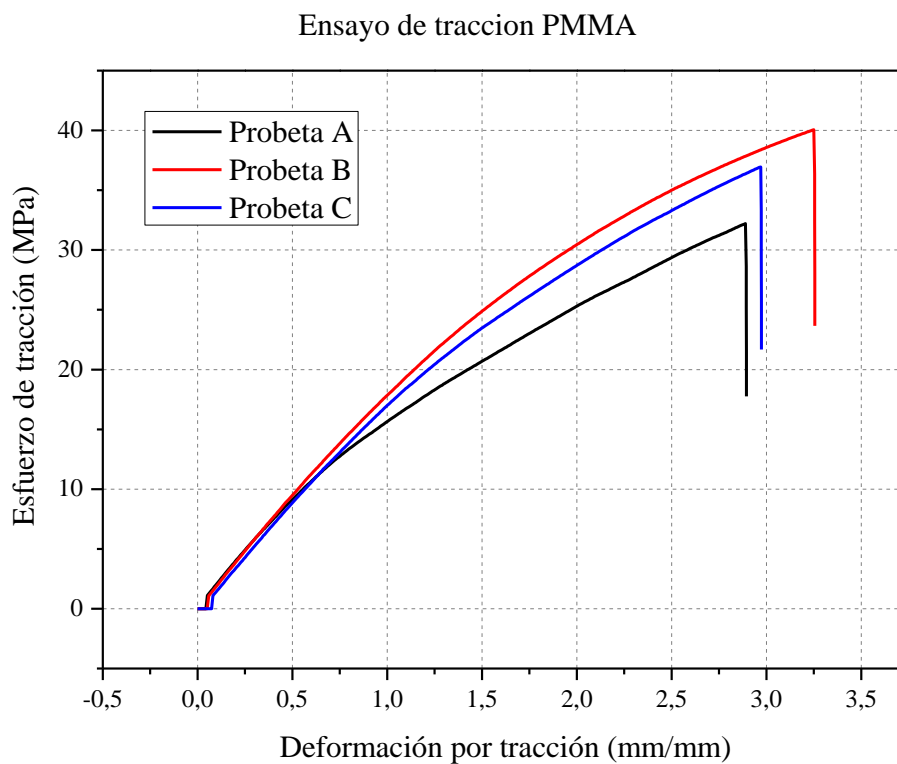


Figura 47. Resultado ensayos de tracción PMMA.

Fuente: Elaboración propia.

El resultado del ensayo de compresión del PMMA (figura 48) nos muestra un esfuerzo promedio de 111,23 Mpa con una desviación estándar de 1,74.

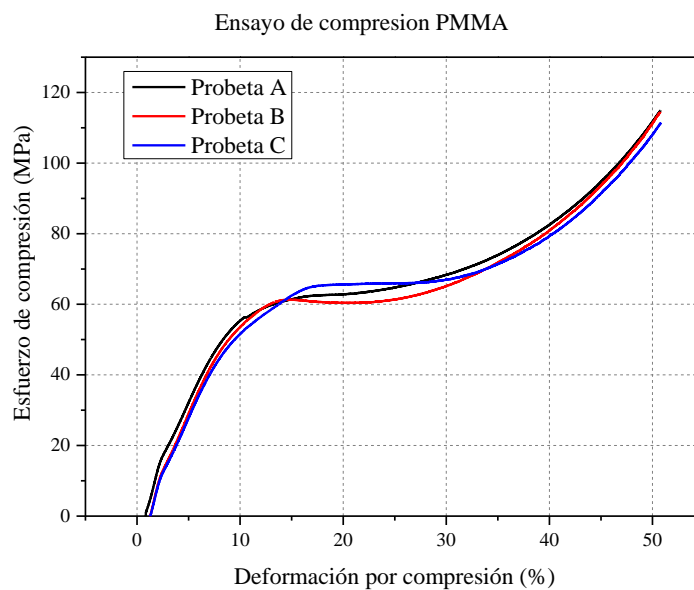


Figura 48. Resultados ensayos de compresión PMMA.

Fuente: Elaboración propia.

Del resultado del ensayo de flexión del PMMA (figura 49) podemos observar un esfuerzo promedio de 53,88 Mpa con una desviación estándar de 3,63.

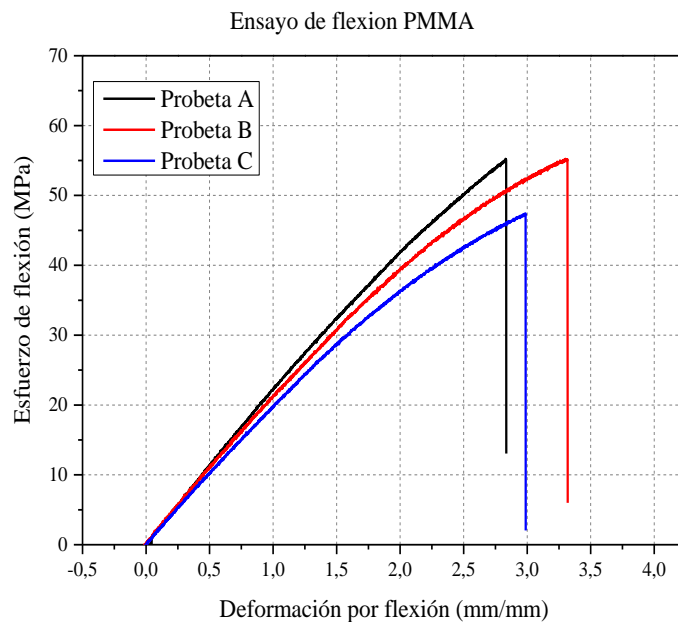


Figura 49. Resultados ensayos de flexión.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3.2 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.

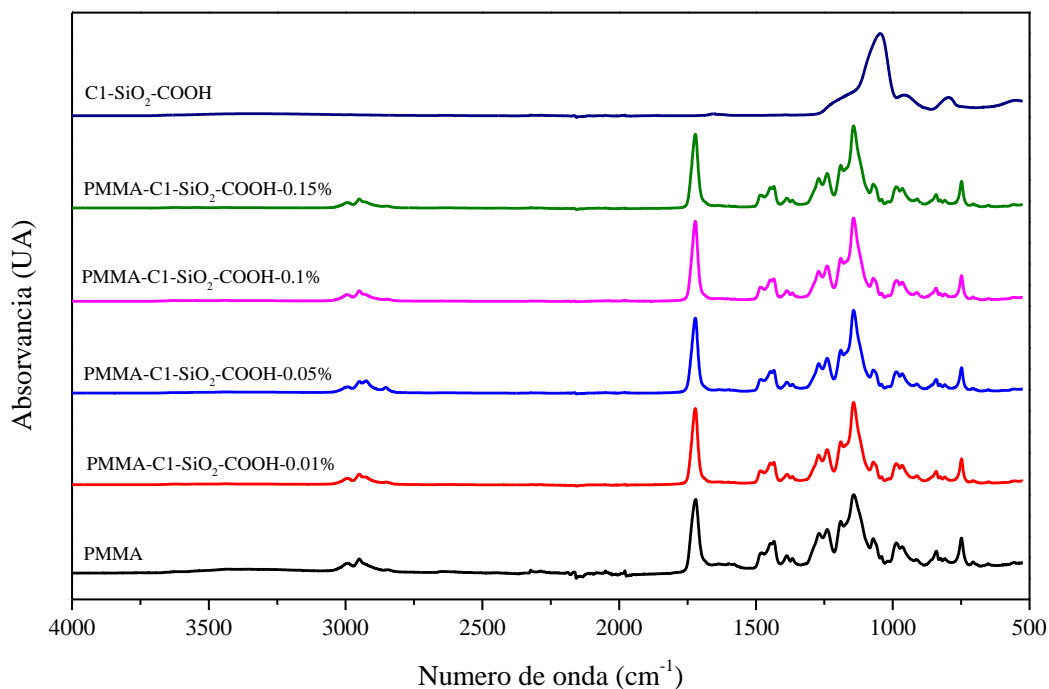


Figura 50. FTIR diferentes composiciones PMMA- C1-SiO₂-COOH.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 50 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 46) 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 cm^{-1} que pertenece al PMMA en el cual se encuentra el grupo funcional $-OCH_3$ 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 cm^{-1} .

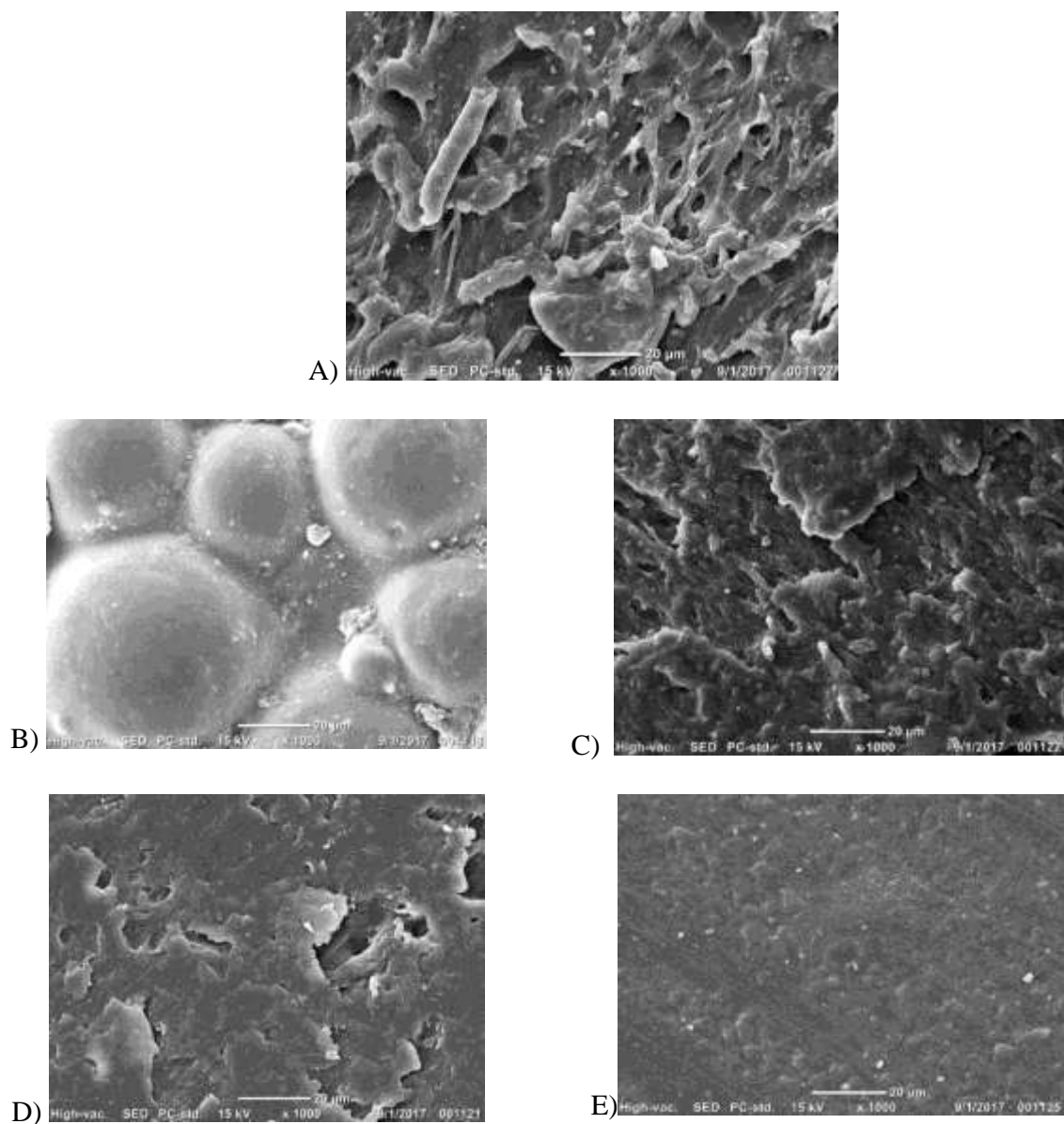


Figura 51. SEM diferentes muestras. A) PMMA. B) PMMA - 0.01 % C1-SiO₂ -COOH. C) PMMA 0.05 % C1-SiO₂ -COOH. D) PMMA 0.01% C1-SiO₂ -COOH. E) PMMA 0.15 % C1-SiO₂ -COOH.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 51 se observa las imágenes SEM del PMMA reforzado con C1-SiO₂ 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.

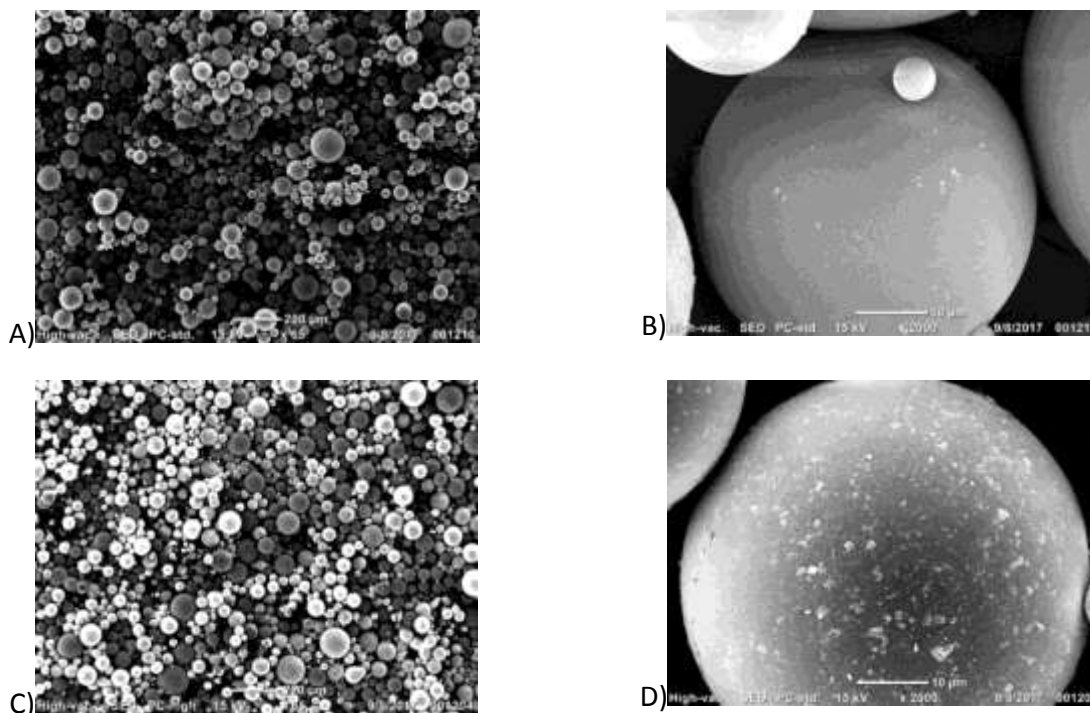
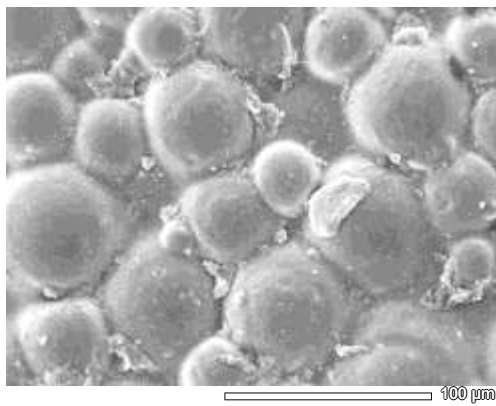


Figura 52. SEM muestras sin entrecruzantes. A) PMMA 65X B) PMMA 2000x C) PMMA - 0.15 % C1 - SiO₂ - COOH 65X D) PMMA - 0.15 % C1 - SiO₂ - COOH 2000X.

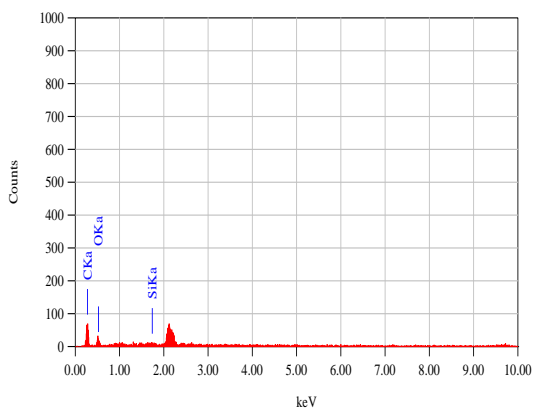
Fuente: Elaboración propia.

En la figura 52 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 53 se puede observar el área y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0.01% de sílice.



A)



B)

Figura 53. EDS PMMA- C1-SiO₂: COOH – 0.01%. A) Área de muestra, B)

Resultados.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 25.

Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO₂ - 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 54 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.

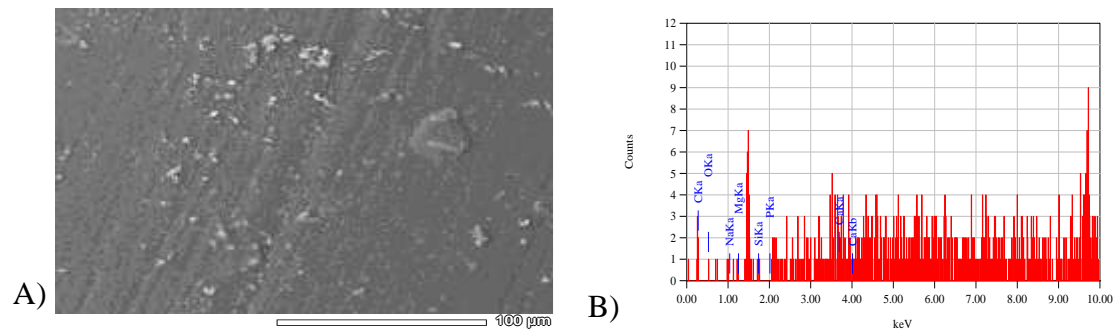


Figura 54. EDS PMMA- C1-SiO₂: COOH 0.05%. A) Área de muestra, B)

Resultados.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 26.

Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO₂ - COOH 0.05%.

Elemento	Átomo %
C	73.62
O	19.51
Si	0.26

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 55 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.

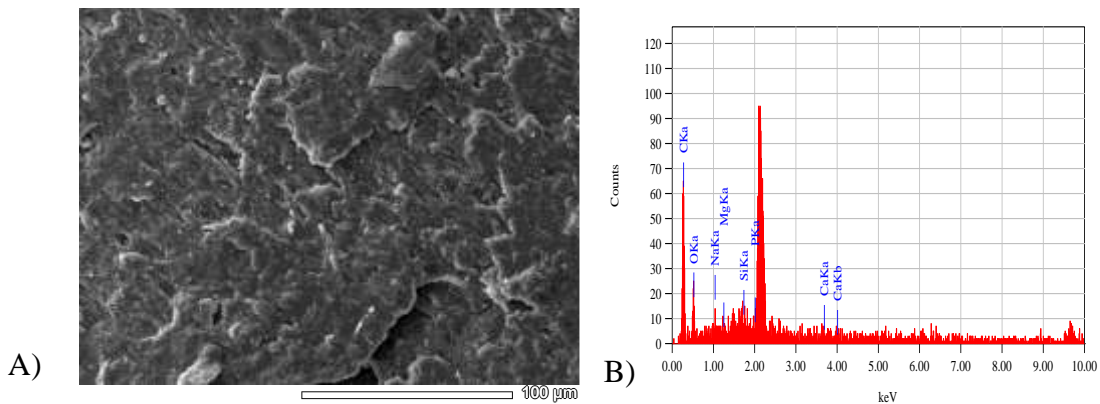


Figura 55. EDS PMMA- C1-SiO₂: COOH 0.1%. A) Área de muestra, B) Resultados.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 27.

Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO₂ - COOH 0.1%.

Elemento	Átomo %
C	41.10
O	25.53
Si	0.41

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 56 se puede observar el área de análisis químico y el resultado del EDS realizado a la muestra de 0.15% de sílice.

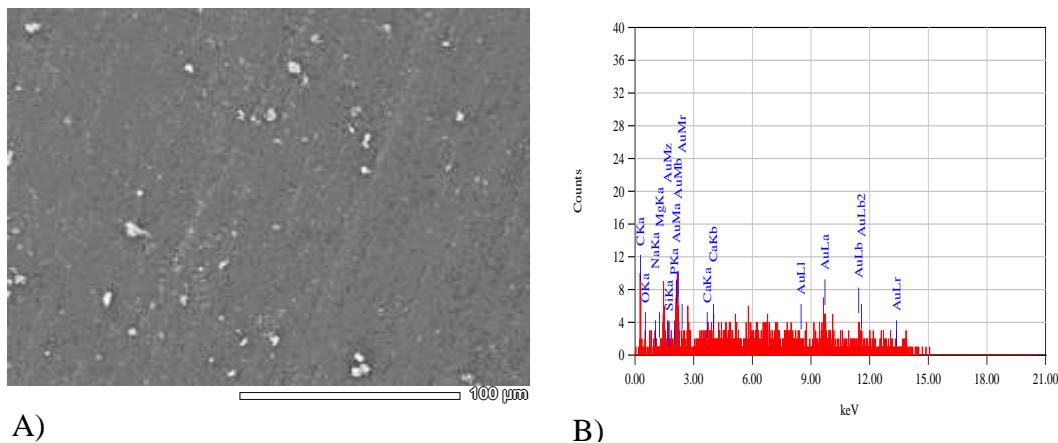


Figura 56. EDS PMMA- C1-SiO₂: COOH 0.15%. A) Área de muestra, B)

Resultados.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 28.

Composición química de la muestra PMMA- C1- SiO₂ - COOH 0.15%.

Elemento	Átomo %
C	73.01
O	21.10
Si	0.89

Fuente: Elaboración propia.

De las figuras 54, 55 y 56 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.

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 29.

Proporciones PMMA - C1-SiO₂-COOH.

PMMA		C1-SiO ₂ -COOH	
Polvo (g)	Líquido (ml)	%	(mg)
9	6	0.01	0.9
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 57 se puede apreciar el resultado promedio del ensayo realizado a las probetas.

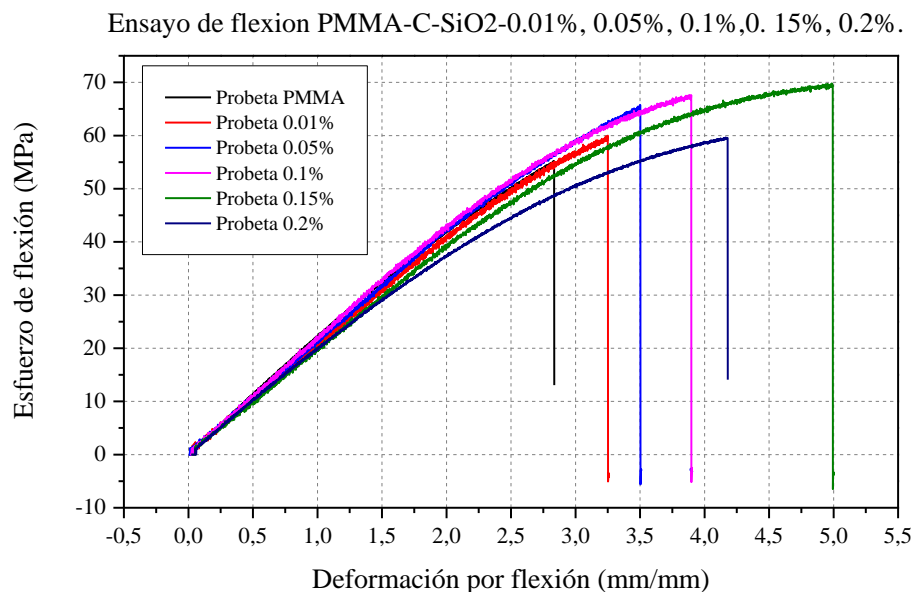


Figura 57. Curva esfuerzo de flexión contra deformación de diferentes probetas reforzadas.

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 57 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.

4.1.4 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 min, 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, 3cm de ancho y 5 cm de alto en el cual se podían obtener hasta 5 probetas de compresión a la vez, en la figura 61 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 cm^2 en promedio. Este molde tenía unas dimensiones de 6 cm de largo, 6 cm de ancho y 2 cm de espesor, en la figura 62 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 58).



Figura 58. Maquinado de probetas.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 59. Probetas ensayo flexión.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 60. Probetas ensayo tensión.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 61. Probetas ensayos compresión.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 62. 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-SiO₂-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 49e. 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 μm .

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

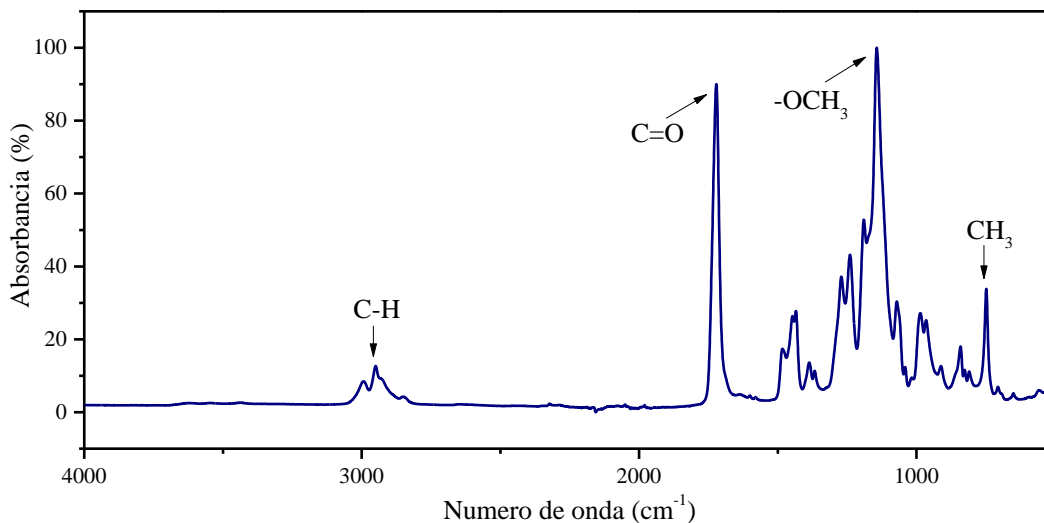


Figura 63. FTIR del PMMA-C1-SiO₂-COOH-0,15 %.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 63 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 64) 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 64. Máquina de ensayo Knoop/Vickers.

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 30 se pueden observar los resultados del ensayo de dureza, se realizaron 5 indentaciones para obtener un valor promedio de esta propiedad.

Tabla 30.

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 30 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 65 el cual se hizo a una velocidad de compresión de 130 mm/min hasta una deformación del 50%.

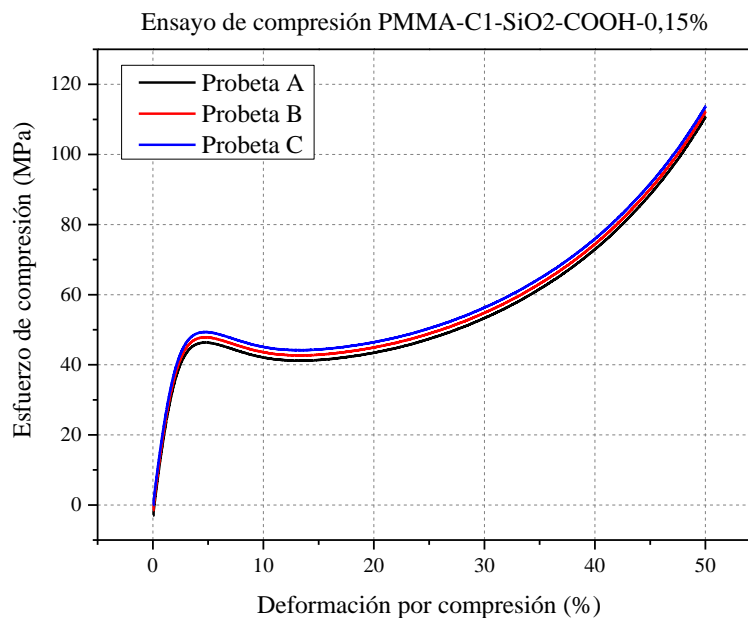


Figura 65. Resultados ensayo de compresión.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 65 se puede observar el comportamiento del compuesto PMMA-C1-SiO₂-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 66.

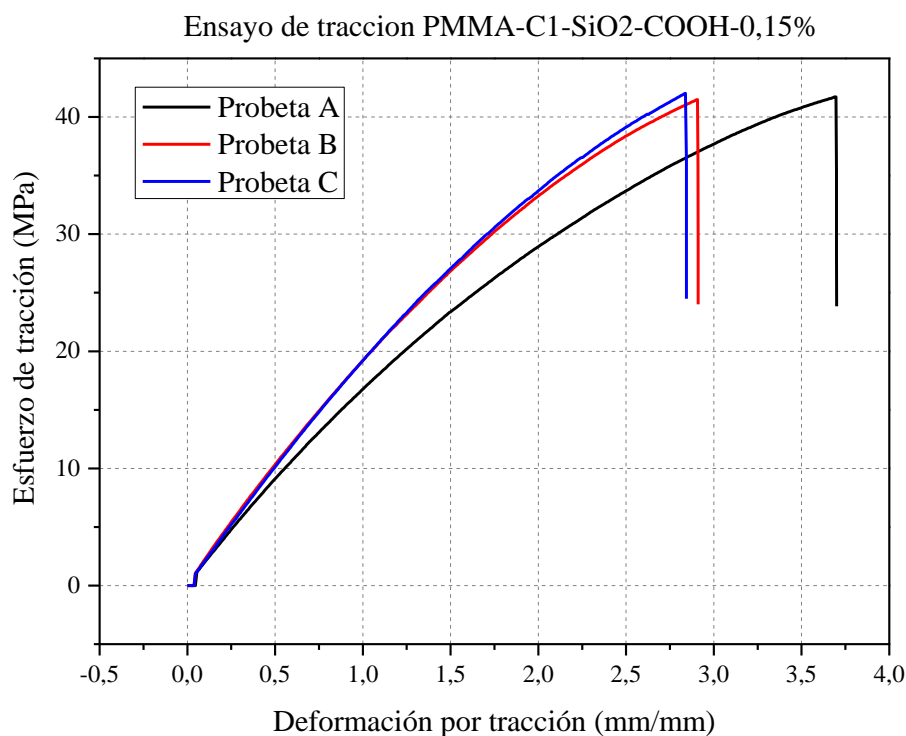


Figura 66. Resultados ensayo de tracción.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 66 se puede apreciar el comportamiento del nanocompuesto PMMA-SiO₂-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 67 se puede observar dicho ensayo.

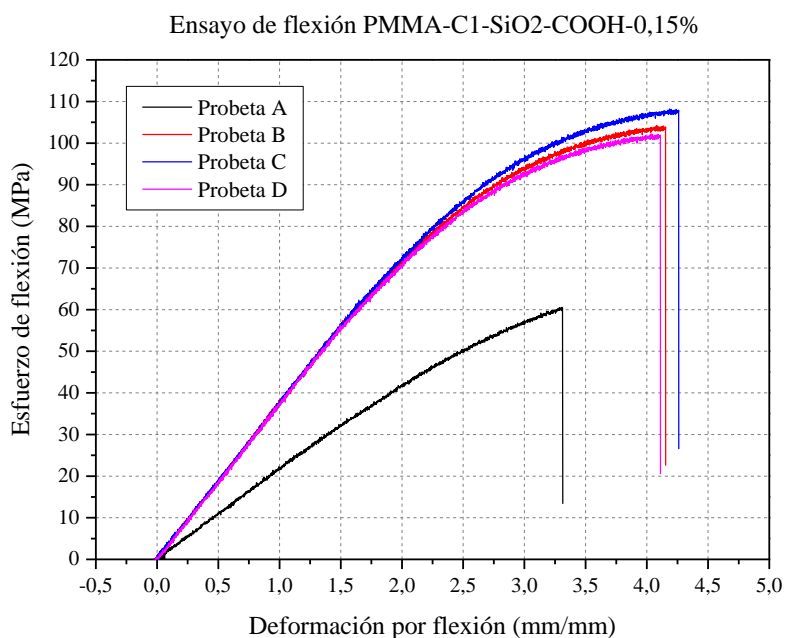


Figura 67. Resultados ensayo de flexión.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 67 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.

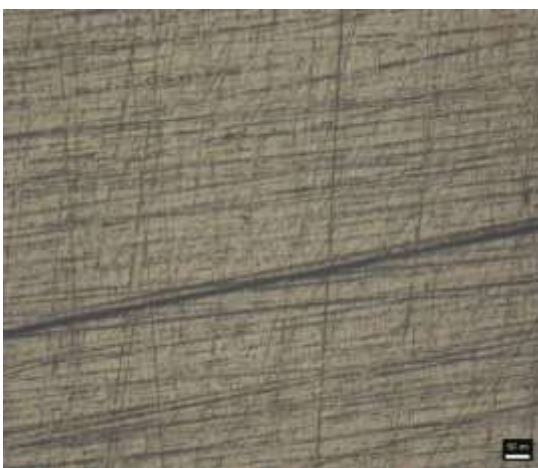
Como se puede apreciar en el ensayo una de las probetas tuvo un comportamiento fuera de la tendencia, debido a esto se ensayaron las cuatro probetas realizadas, esta probeta presenta una resistencia a la flexión de las de 60,48 Mpa y un módulo de elasticidad de 2,13 presentando una desviación con respecto 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 1200) respectivamente y posteriormente por un paño para poder observarlas.



A)



B)

Figura 68. 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 $100 \mu m$, en la figura 68 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 68B muestra una superficie más uniforme y con un solo poros 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 31 se observan las propiedades mecánicas obtenidas del nanocompuesto, y en la tabla 32 se observan las propiedades mecánicas del polímero sin refuerzo.

Tabla 31.*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 32.***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/cm³ mientras que el titanio tiene una densidad de 4,51 g/cm³ 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 33 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 33.

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 los 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 humero persona - suelo.

Para el cálculo de la fuerza que impacta sobre el humero 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 8 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, m es la masa de la persona, Δt 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, remplazando (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 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,

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

Donde α es el ángulo con el cual cae y v_0 la velocidad inicial que lleva la persona.

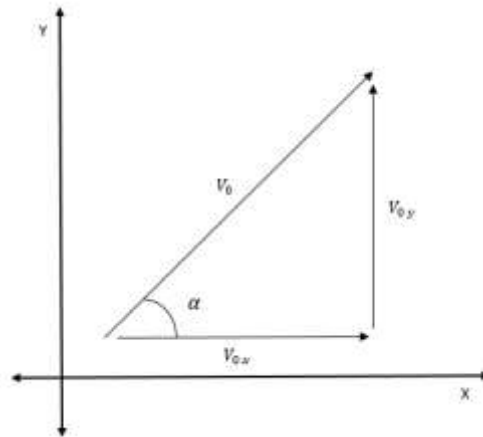


Figura 69. Componentes de la velocidad inicial.

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):

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

Remplazando (5) en (6) obtenemos:

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

Para el segundo caso; remplazando (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, remplazando (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 70 y 71, se consideran 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 Δt entre 0.1 – 1 segundos.

Variaciones de α 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 70. Caída de una altura superior.

Fuente: (“Vaya golpe que me he dado! | Jorge. De profesión, cura,” n.d.).



Figura 71. 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 34, en la figura 72 se puede observar las variaciones de fuerza cuando el coeficiente de restitución es igual a cero, es decir un choque totalmente inelástico.

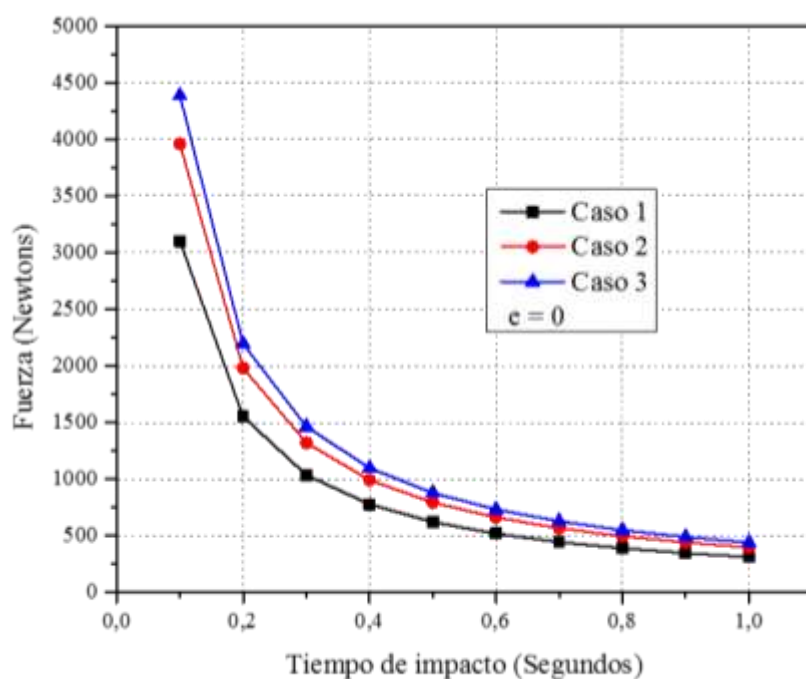


Figura 72. Curva fuerza contra tiempo de impacto para $e=0$.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 34.

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 1m = caso 3	4385

Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 34 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 73 se observa la simulación realizada a la endoprótesis tumoral de humero para el caso 3 con carga de 4385 N.

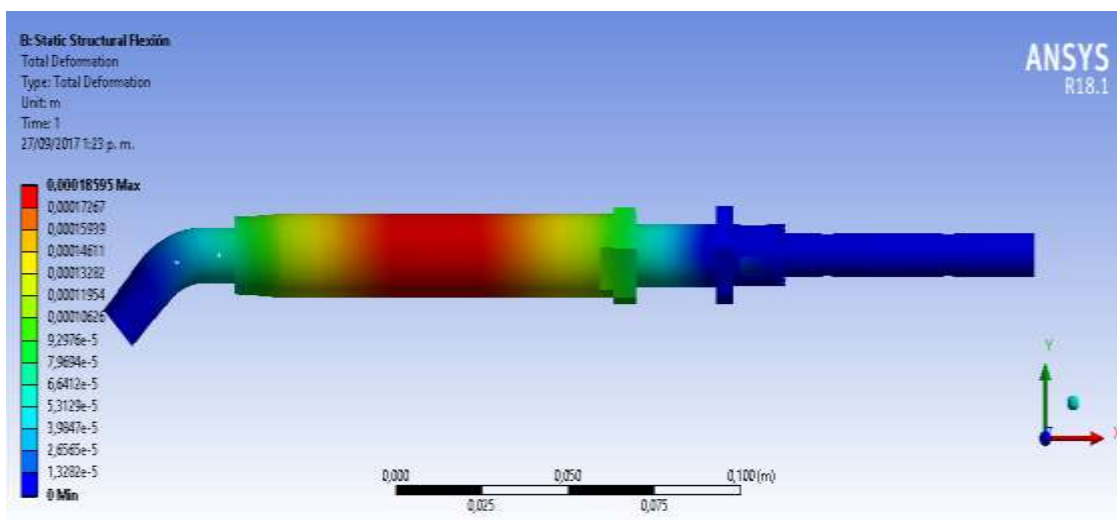


Figura 73. Simulación de esfuerzo a flexión caso 3.

Fuente: *Elaboracion 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 74 se observa la simulación realizada para el caso 2 con una carga de 3958,8

N.

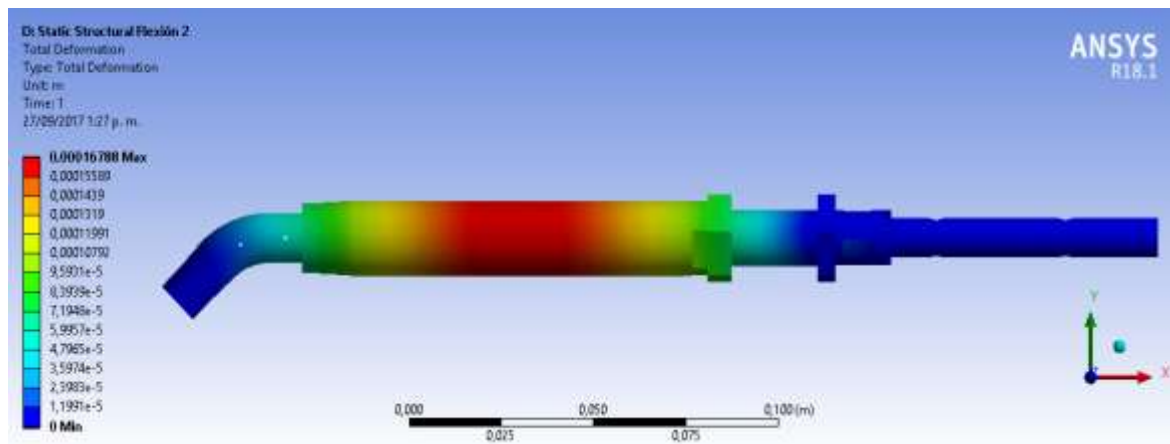


Figura 74. Simulación de esfuerzo a flexión caso 2.

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 3100 N.

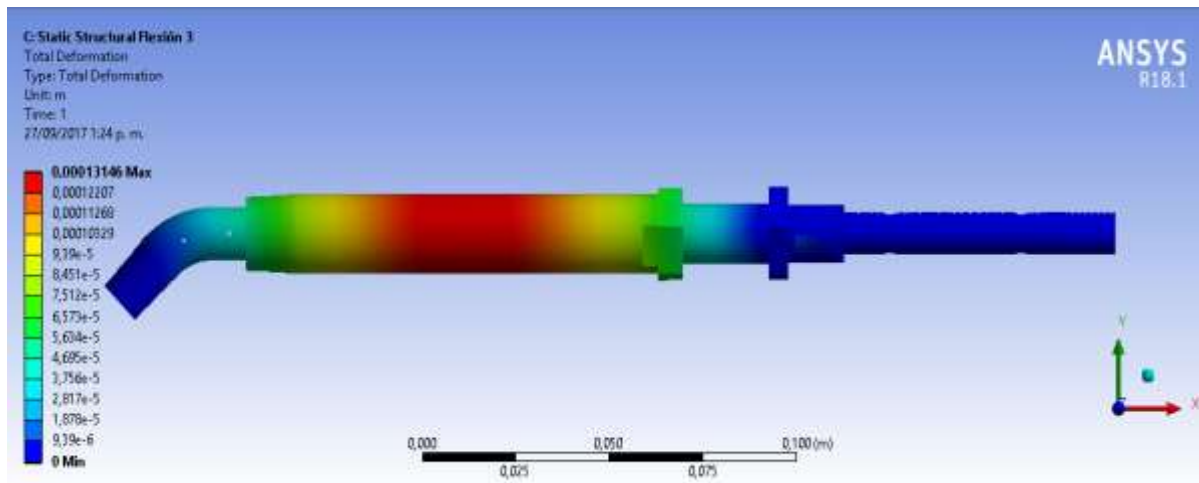


Figura 75. Simulación de esfuerzo a flexión caso 1.

Fuente: Elaboración propia.

Como se aprecia en la figura 75, 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 76 se observa la simulación realizada a la endoprótesis tumoral de humero para el caso 3 con carga de 4385 N la cual es la carga máxima.

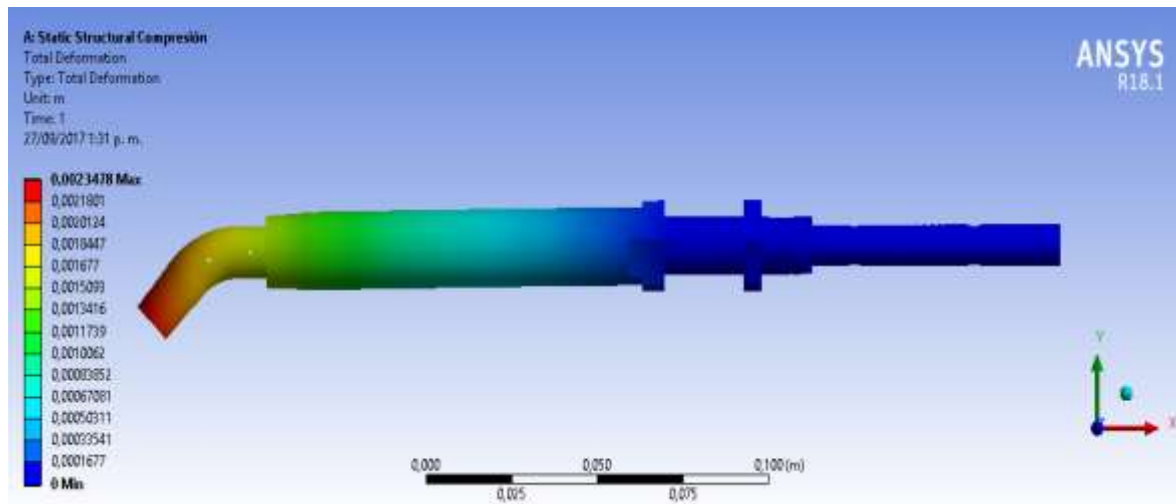


Figura 76. Simulación de esfuerzo a compresión caso 3.

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 77 se observa el análisis realizado para el 2 caso.

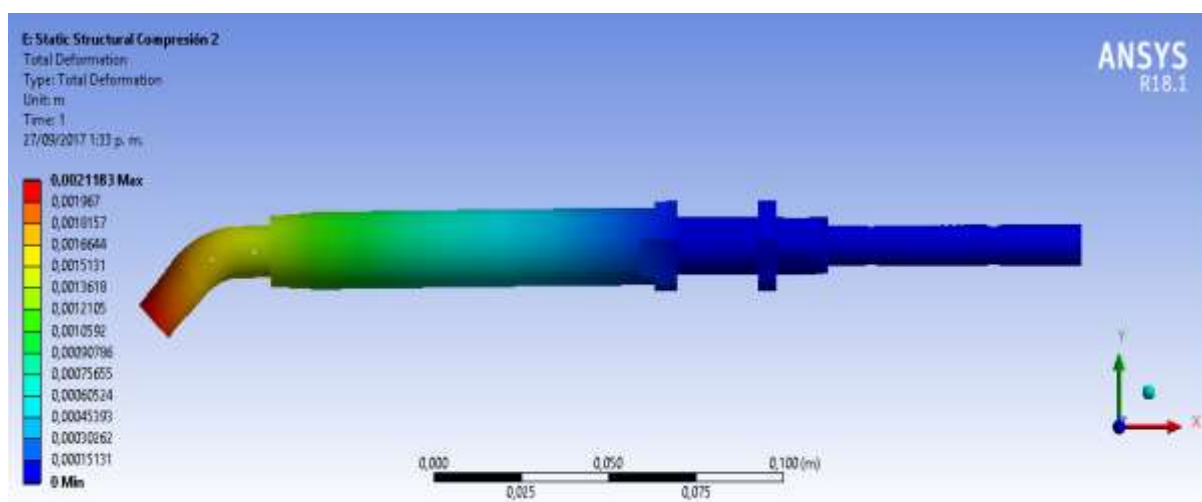


Figura 77. Simulación de esfuerzo a compresión caso 2.

Fuente: Elaboración propia.

La deformación máxima producida por la carga de 3958,8 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 78 se observa el análisis realizado a la endoprótesis para el 1 caso.

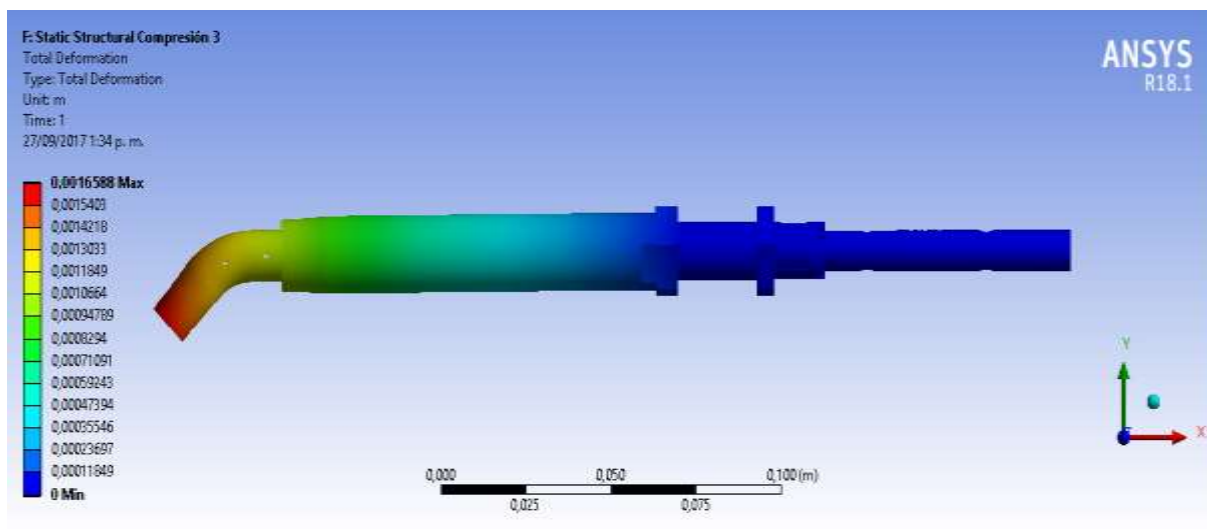


Figura 78. Simulación de esfuerzo a compresión caso 1.

Fuente: Elaboración propia.

La deformación máxima producida por una carga de 3100 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 35.*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.

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, muy 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.

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^o C.

Es recomendable mantener a 2^o 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.

Bibliografía

- Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR). (n.d.), 4000.
- 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, from <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 SiO₂-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). Mecanica Vectorial para Ingenieros -Estatica 8Ed.pdf.
- Biom, M., & Biodegradables, M. (n.d.). ANEXO C : POLÍMEROS BIODEGRADABLES APLICACIONES EN SUTURAS QUIRÚRGICAS.
- 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.
- Blivu, 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.polymertesting.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 β -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.
- Commissioner, O. of the. (n.d.). FDA Basics Spanish - ¿Qué hace la FDA? Retrieved from <https://www.fda.gov/aboutfda/transparency/basics/enespanol/ucm196467.htm>
- 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, from <http://www.zwick.es/es/aplicaciones/plasticos/termoplasticos-compuestos-demoldeo/ensayos-de-dureza.html>
- Ensayos mecánicos: Tipos y funciones | SCI. (n.d.).
- Espinosa, C., & Alberto, H. (2014). desarrollo de moldes para PMMA TESIS.
- Extractivas, E. I. (2004). Instituto politécnico nacional full-text. (n.d.).
- 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>
- Hoja, F., Para, D. E. R., & Academico, S. (2012). Trabajo de Grado presentado como requisito para Optar por el Título de Ingeniero Mecánico . Director : JUAN GUILLERMO GARCIA RINCON MSc (c). *Sistemas Energéticos Avanzados*, 1–126.
- INS - ASTM. (n.d.). Retrieved July 6, 2017, from <http://portal.ins-cr.com/PortalINS/E-InformacionGeneralDesplegada.aspx?NRMODE=Published&NRORIGINALURL=%2FACESOCabezal%2FGlosario%2FASTM.htm&NRNODEGUID=%7B474A1B0D-F152-465F-A6DF-28B63C01C5E8%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 electronica 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 Comparativode Dureza En Dientes Artificiales Fabricados Con Diferentes Tipos De Resinas Acrilicas. *Revista EIA*, 121–128. <https://doi.org/ISSN 11794-1237>
- Llinas, M. C., & Sánchez, D. (2014). Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en

- biomedicina. *Affinidad*, LXXI(565), 20–31.
- Materials, I. M. (n.d.). Poly(methyl methacrylate) (PMMA), 1–5.
- Max, M. (n.d.). No Title, 108.
- Melo, I. G., & Martínez, V. C. (2005). Tumores Oseos 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
- Modular system. (n.d.), 8.
- 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., Ferrero, M. F., Moncada, E. A., & dos Santos, J. H. Z. (2016). Effect of SiCl₄ 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 Antropometricas. *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*, 2012. <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>
- Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España. (n.d.). Retrieved September

- 24, 2017, from <http://www.redalyc.org/home.oe>
- 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)
- SciELO - Scientific electronic library online. (n.d.). Retrieved September 24, 2017, from <http://www.scielo.cl/>
- ScienceDirect.com. (n.d.). Retrieved September 24, 2017, from <http://www.sciencedirect.com/>
- Scopus - Búsqueda de un perfil de autor. (n.d.). Retrieved September 24, 2017, from <https://www.scopus.com/freelookup/form/author.uri>
- 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. (n.d.). Retrieved June 24, 2017, from <http://elsistemamuscular.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>
- Técnicas de Recolección de Información. (n.d.). Retrieved July 5, 2017, from <http://metodelainv.blogspot.es/>
- Unidad, C. (n.d.). . Los músculos.
- Universidad de Oviedo. (2010).
- 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.
- Vaya golpe que me he dado! | Jorge. De profesión, cura. (n.d.).
- 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>
- Velasco, I. X. (2012). Normas Legales a partir de la Constitución Política Colombiana Dispositivos Médicos. *Tecnovigilancia, Secretaria Distrital de Salud de Bogotá*, 37.

Y Más Raramente En Estado. (2012), 1–2.

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>

Anexos

Anexo A. Preparación del PMMA, enfoque varios autores.

Autor		
<p>“Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa”</p> <p>(Ng et al., 2017)</p>	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.
<p>“SÍNTESIS DE PMMA SUB-MICRÓNICA Y NANOMÉTRICA PARTÍCULAS VÍA POLIMERIZACIÓN DE EMULSIÓN ASISTIDA POR ULTRASONIDO: HOJA DE FLUJO DE PROCESO Y CARACTERIZACIÓN”</p> <p>(Aghayan & Rodríguez, 2012).</p>	Componentes	<p>Surgical Simplex RP</p> <p>Líquido: Metacrilato de metilo (monómero): 19.5ml N, N – dimetil – paratoluidina: 0.5ml Hidroquinona: 1.5 mg Polvo: Copolímero de metacrilato de metilo – estireno: 30g N, Polimetacrilato de metilo: 6g Sulfato barico: 4g</p>
	Componentes	<p>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.</p>
	Preparación	<p>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 → 580 kHz → 858 kHz → 1138 kHz.</p>

Las células ultrasónicas consisten en un reactor de vidrio sin fondo y están termorreguladas, de modo que la temperatura del medio no excede los 35 ° C.

Para montar el sonotrodo LF en el reactor sin fondo, diseñamos una brida de sellado de acero inoxidable 316L.

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.

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.

La irradiación ultrasónica se aplica entonces a la mezcla. Después de sonicación, la solución se muestra antes de la polimerización.

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 78 ± 2 ° C y permitir que las gotitas de MMA se polimerizan durante 15 min bajo agitación.

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 5000 PC.

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 $4,4 \times 10^{-3}$ 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.

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 3000 HSa de Malvern

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 +/- 5% para estos resultados. Estas mediciones se controlaron dos veces usando un Malvern Nano ZS con un detector de espalda de 173 °.

No se observó diferencia en comparación con el Zetasizer 3000 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.

La centrifugación se procesó primero con 17000 rpm durante 10 min usando una centrífuga Avanti J-E suministrada por Beckman Coulter.

El sobrenadante se retiró, los tubos de centrifugación se rellenaron usando agua de grado Milli Q (1 μ S / cm y 4 μ g / L 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 mS / cm (solución coloidal cruda) a 32 μ S / cm.

Resultados

Se definió un tiempo de espera de 10 min 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

<p>“Investigaciones en la síntesis ultrasónica en dos etapas de los nano compuestos de PMMA / ZnO mediante polimerización en emulsión in situ”</p> <p>(Poddar, Sharma, & Moholkar, 2016)</p>	<p>Procedimiento</p>	<p>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> <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 min y sonicación sucesiva de 10 min a 580 kHz y 858 kHz Antes de la polimerización terminada 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>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.

Anexo B.Pmma reforzado con nano sílice diferentes autores.

Autor		
<p>Análisis del calorímetro de cono de poli (metil Metacrilato) -silina nano compuestos.</p> <p>Hungría</p> <p>(Shen et al., 2017)</p>	Características de las nano partículas de sílice	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.
	Características del cemento	Metacrilato de metilo (MMA) y 1,10 - Azobis (ciclohexanocarbonitrilo) (ABCN) como monómero e iniciador, respectivamente.
	Procedimiento	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 min. 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 70 ± 1 °C mientras la agitación continuaba.
	Propiedades	Las pruebas que se realizaron a las probetas fueron de calor efectivo de combustión, rendimiento medio de CO_2 , liberación máxima de calor (PHRR), liberación total de calor (THR), tiempo de ignición (t_{ing}), tasa media de pérdida de masa específica (MLR_{ave}), área media de extinción (SEA_m).
	Conclusiones	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

Evidencia experimental del efecto de tamaño en polímeros nano-reforzados: Caso de sílice PMMA reforzado.

Francia.

(Blivi et al., 2016)

Características de las nano partículas de sílice.	<p>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>Se compraron esferas de sílice (nanopartículas) De XL Sci-Tech, Inc en Estados Unidos, con diferentes diámetros (15nm, 25nm, 60nm, 150nm y 500 nm).</p>
Características del cemento	<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>
Procedimiento	<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>
Propiedades	<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</p>

“Caracterización multiescalar del acrílico Modificado con un mesoporosa funcionalizada Nanopartículas de sílice” Estados unidos

Características de las nano partículas de sílice

Características del cemento

el mayor tamaño se distribuían de manera más homogénea por toda la matriz.
 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 (E=71 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.
 PMMA= 2.48 GPa
 PMMA/nano sílice= 3.88 GPa

Conclusiones

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. Aunque se mejoraron las propiedades mecánicas y las estabilidades térmicas, Los nano compuestos de polímero / sílice mostraron una disminución de las propiedades térmicas. Todas Los nano compuestos revelaron una transición vítrea menor que la del PMMA puro. Sin embargo, el 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.

Diámetro de la partícula: 200nm
 Se utilizaron tres tipos de MSNs en relaciones de carga de 0,1 y 0,2% en peso (0.1 and 02 wt/wt) con respecto a el polvo: Sin modificar (sio2), funcionalizado con propilamina (Nh 2) y ácido propilcarboxílico funcionalizado (COOH).
 Las MSNs tenía un área superficial de 720 m2 / g, un diámetro medio de poro de 4,5 nm y un volumen de poro total de 0,82 cm3 / g

(Slane, Vivanco, Ebenstein, Squire, & Ploeg, 2014).

	<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 (<30 ppm hidroquinona utilizada como inhibidor)</p> <p>0,4 g de N, N - dimetil - p -toluidina.</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 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 min.</p> <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>
Procedimiento	<p>Para asegurar la</p> <p>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>

Tabla 36.

Resultados (media \pm desviación estándar) obtenidos de pruebas mecánicas estáticas. Flexión y resistencia a la flexión.

Muestra	Ef (GPa)	σ_f (Mpa)
Fabricante	2.81 \pm 0.09	72.07 \pm 3.38
0.1 % SiO ₂	2.78 \pm 0.06	70.53 \pm 2.91
0.2 % SiO ₂	2.77 \pm 0.08	69.93 \pm 3.99
0.1 % NH ₂	2.77 \pm 0.04	72.01 \pm 1.67
0.2 % NH ₂	2.71 \pm 0.07	70.38 \pm 2.57
0.1 % COOH	2.69 \pm 0.05	70.61 \pm 2.17
0.2 % COOH	2.79 \pm 0.02	70.01 \pm 3.67

Fuente: (Slane et al., 2014).

Tabla 37.

Resultados (media \pm desviación estándar) obtenidos de pruebas de microindentación H – dureza

Muestra	H (Mpa)
Fabricante	172.8 \pm 3.2
0.1 % SiO ₂	179.2 \pm 1.7
0.2 % SiO ₂	187.7 \pm 2.5
0.1 % NH ₂	182.6 \pm 1.9
0.2 % NH ₂	186.6 \pm 2.3
0.1 % COOH	185.4 \pm 3.7
0.2 % COOH	182.6 \pm 3.7

Fuente: (Slane et al., 2014).

Tabla 38.

Resultados obtenidos pruebas de nanoindentacion H- dureza

Muestra	H (Mpa)
Fabricante	195.7 \pm 3.2
0.1 % SiO ₂	207.4 \pm 1.7
0.2 % SiO ₂	179.2 \pm 2.5
0.1 % NH ₂	203.2 \pm 1.9
0.2 % NH ₂	217.8 \pm 2.3
0.1 % COOH	217.0 \pm 3.7
0.2 % COOH	203.2 \pm 3.7

Fuente: (Slane et al., 2014).

Conclusiones

Las relaciones de carga de los MSNs utilizados eran insuficientes para influir en las propiedades de nivel macro del cemento.

<p>“Modificación de cemento óseo acrílico con mesoporosa Nanopartículas de sílice: Efectos sobre la mecánica, la fatiga y propiedades de absorción”</p> <p>Estados unidos</p> <p>(Slane et al., 2014).</p>	<p>Características de las nanopartículas de sílice.</p> <p>Características del cemento</p> <p>Procedimiento</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> <p>Se adquirieron nanopartículas de sílice mesoporosa de una empresa de suministro de productos químicos. El diámetro medio de las partículas fue 200 nm, según lo informado por el proveedor. Las MSNs tenían un área superficial de 719 m² / g, un diámetro medio de poro de 4,5 nm y un volumen de poro total de 0,82 cm³ / g</p> <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. 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> <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 min</p> <p>Con el fin de evitar un exceso de Monómero, el homogeneizador se hizo funcionar en modo de potencia pulsado 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>
---	---	--

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.

Todas las muestras se curaron en PBS durante 21 días antes de la prueba.

Tabla 39.

Composición de mezclas usadas.

Cemento	Polvo (g)	Msns gramos (wt%)	Monómero (mL)
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).

Resultados

Según Norma ISO 5833 las propiedades mecánicas estáticas para cementos óseos son de Resistencia a la flexión: 50MPa; - módulo de flexión: 1800 Mpa, - resistencia a la compresión: 70 Mpa.

Propiedades

Todos los cementos oseos reforzados con sílice utilizados en este artículo, cumplen o exceden estos requisitos.

Excepto el compuesto de 5% de MSNs para la resistencia a la flexión que está por debajo de los 50 MPa

Conclusiones

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.

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>“Propiedades mecánicas y características de liberación de antibióticos de poli (metilo Metacrilato) a base de hueso formulado con nanopartículas de sílice mesoporosa”</p> <p>(Ng et al., 2017).</p>	<p>gentamicina (GTMC),</p> <p>poli (etilenglicol) -bloque-poli (propilenglicol) -blockpoly (etilenglicol) (Pluronic P123)</p> <p>ortosilicato de tetraetilo (TEOS, 98%)</p> <p>Características de las nano partículas de sílice.</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> <p>Simplex-P Radiopaque (Stryker Co, UK) y Smartset- HV</p> <p>Características del cemento</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> <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 h.</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 trituro 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</p>
--	---

resolución (TEM) TECNAI F20 (G2) (FEI, Philips Electron Optics, Holland) a 200 kV

Nanopartículas: un tamaño medio de 100-600 nm de longitud y 100 nm de diámetro.

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.

En la figura 79 se muestran la resistencia a la flexión de varias muestras utilizadas por el autor

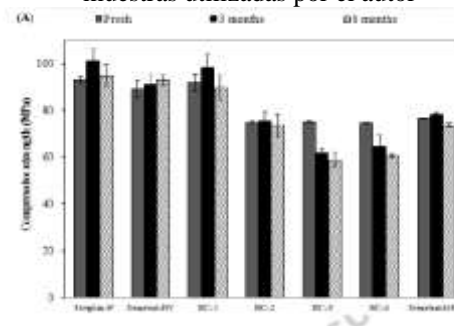


Figura 79. Resistencia a la flexión de varias muestras.

Fuente: (Ng et al., 2017).

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.

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.

Propiedades

Conclusiones

“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, & Pinnavaia, 2010)

Características de las nano partículas de sílice.

Características del cemento

surfactante de tetraetilortosilicato (TEOS, Aldrich), cloruro de cetiltrimetilamonio (C16H33 (CH3) 3NCl) a razón de tensioactivo / Si de 0,6 y 1,0, respectivamente.

la sílice mesoporosa se secó a vacío a 100°C durante 24 h para eliminar el agua de poro residual.

Metacrilato de metilo (MMA, 99%), persulfato de amonio de grado reactivo (98%) (APS), dodecil sulfato de sodio (SDS) y tensioactivo no iónico TERGITOL NP-9 Sulfato de aluminio de calidad reactiva. El bicarbonato de sodio (calidad de reactivo).

	Procedimiento	<p>El MMA se destiló a presión reducida antes de su uso.</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 in situ, 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 h. La emulsión se desmulsionó mediante la adición de una solución acuosa al 10% de Al₂(SO₄)₃. Los productos sólidos se filtraron, se lavaron minuciosamente con agua y luego se secaron a 60 ° C en una estufa de vacío durante 24 h. 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.

Anexo C. Síntesis de nanopartículas vía sol – gel a nivel mundial.

Autor	Proceso	Resultados
<p>“Desarrollo de nuevos nano compuestos híbridos biocompatibles basados en poliuretano- sílice preparada por proceso de sol-gel”</p> <p>Iran</p> <p>(Rashti et al., 2016).</p>	<p>Componentes:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Acetona como Solvente para agua. -TEOS. - Agua desionizada. <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 NH₄OH 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:

- (Orto silicato de tetra etilo) TEOS.
- Solución acuosa de Hidróxido de amonio (NH₄OH).
- Etanol (EtOH).
- Agua utilizada para la preparación de la muestra. La cual se purificó tanto por intercambio iónico como por destilación.

Procedimiento:

“Estudio experimental de síntesis y caracterización de nanopartículas de sílice a través del método sol-gel”

Iran

(Tabatabaei, Shukohfar, Aghababazadeh, & Mirhabibi, 2006).

Los reactivos se mezclaron en Las dos soluciones de tiempo de partida de etanol: (I) TEOS / EtOH; Y (II) NH₄OH / H₂O / EtOH. Los contenidos de las soluciones (I) y (II) se ajustaron de manera que las concentraciones de TEOS, H₂O y NH₄OH 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

“Efecto de SiCl ₄ en la preparación de sílice de estructura mixta	Componentes: -TEOS. -Etanol absoluto. -Amonio	Para cada formulación de nano sílice se observaron diferentes diámetros de partículas
--	--	---

funcionalizada a partir de nanopartículas mono-dispersas de sílice por el método sol – gel”	<p style="text-align: center;">Procedimiento:</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⁻¹ 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>26,3 nm para N3, 28,2 nm para N7 y se observó que el diámetro hidrodinámico aumenta con la concentración de TEOS.</p> <p>En el caso de NCL, el diámetro es inferior o superior al de N, dependiendo de la concentración de SiCl₄, el diámetro de N7Cl₂₀ es 51,1 nm y el de N7Cl₁₀ es 20,3 nm.</p>
<p style="text-align: center;">Brasil</p> <p>(Moreno, Cardoso, Ferrão, Moncada, & dos Santos, 2016).</p>		
“fácil síntesis sol – gel de reducción de nano compuestos de óxido de grafeno/ sílice”	<p style="text-align: center;">Componentes:</p> <p style="text-align: center;">- TEOS (Orto silicato de tetrástilo) -Agua. -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 35nm.</p>
<p style="text-align: center;">Alemania</p> <p>(Hintze, Morita, Riedel, Ionescu, & Mera, 2016) .</p>		
“Nanopartículas de sílice: preparación y aplicaciones en biomedicina”	<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> <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: reflujo en alcohol acidulado con ácido clorhídrico, un tratamiento con nitrato amónico o mediante calcinación.</p>	
<p style="text-align: center;">Barcelona.</p> <p>(Llinas & Sánchez, 2014)</p>		

Para aplicaciones biomédicas, las MNP's 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>“síntesis de nanopartículas de sílice mesoporosa por sol-gel como nanocontainer para futuras aplicaciones de administración de fármacos”</p>	<p>Componentes:</p> <ul style="list-style-type: none"> -TEOS. -Bromuro de cetiltrimetilamonio (CTAB). -Etanol absoluto. -Agua. -Amoniaco. <p>Procedimiento:</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 H₂O / NH₃ · H₂O / CTAB fueron variadas.</p>	<p>El tamaño medio de partícula de 0,3CTAB: 600H₂O es mayor que el de 0,3CTAB: 1200H₂O, siendo 1,6 μm 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><i>España.</i> (Vazquez, Gonzalez, Ferrari, & Castro, 2017).</p>		

“Diseño y desarrollo de sistemas de liberación sostenida de gliburida en nanopartículas de sílice”

India

Componentes:

- TEOS.
- Bromuro de hexadeciltrimetilamonio (CTAB).
- Agua.
- Di-etil.

Procedimiento:

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.

(PATIL, PATIL, SONAWANE, & NAIK, 2017). 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-éter 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 amoníaco a la mezcla bajo agitación vigorosa agitando hasta formar una mezcla homogénea. Cuando la solución se homogeneizó, 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 $60 \pm 1^\circ\text{C}$ para la eliminación del agua. El producto final se calcinó a 550°C durante 6 h y se utilizó para su posterior caracterización.

Componentes:

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)

“Tribología de revestimientos compuestos de sol-gel hidrofóbicos reforzados con nanopartículas de sílice”
Estados Unidos.
(Banerjee, Kessman, Cairns, & Sierros, 2014)

Procedimiento:

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: 4H₂O:1 IPA: 0,01 HCl y se agitó durante 1 hora usando una agitadora magnética.

El sol se diluyó luego con IPA y butanol (BtOH) para una relación molar final de 0,98 TEOS: 0,02 PFPE: 4 H₂O:10 IPA: 0,01 HCl: 2BtOH.

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.

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.

Anexo D. Síntesis de nanopartículas de sílice por sol – gel a nivel nacional.

Autor	Componentes/Procedimiento	Resultado
<p>“Encapsulación de un fármaco en nanopartículas sílice sintetizada vía sol gel asistido por micro emulsión de micelas inversa”.</p> <p>Colombia. (Jaramillo, 2013)</p>	<p>Componentes:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Tetraetilortosilicato (TEOS, Merck) como precursor de sílice -Tritón X-100 (Sigma-Aldrich) como surfactante -Etanol del 98% de pureza (Merck) como co surfactante - Ciclohexano con 99.5% de pureza (Carlo Erba), como fase oleosa. <p>Procedimiento:</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> <p>Los parámetros $h = [H_2O]/[TEOS]$ y $R = [H_2O]/[Tritón X-100]$ 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>Mono dispersas, de morfología esférica y de tamaños en el rango nanométrico.</p> <p>$(R = [H_2O] / [Tritón X-100]$ en 9,2; $p = [Metanol] / [Tritón x-100]$ en 4,5 y $h = [Agua]/[TEOS]$ en 59,1).</p> <p>Para T=2 horas el tamaño de la partícula fue de 25nm con una morfología esférica.</p> <p>Para T=4 horas el tamaño de la partícula fue de 35nm con una morfología esférica.</p> <p>-25 nm de diámetro mono dispersas y sin aglomeraciones.</p> <p>-35nm de diámetro, poli dispersa y con formación de clúster o aglomeraciones a 2 horas, se variarán los parámetros de síntesis manteniendo fijo el t.</p> <p>se varió R Para este caso, fueron añadidas diferentes concentraciones de hidróxido de amonio (0,8; 0,6; 0,4; 0,2 M), A mayores valores de R, se obtienen tamaños de partícula más pequeños (en el rango nanométrico), con morfologías esféricas y monodispersidad bien definida.</p>
<p>“Síntesis y funcionalización de nanopartículas de sílice con morfología esférica”</p> <p>Colombia.</p>	<p>Síntesis de partículas para 150nm</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 sin funcionalizar: se puede observar dos tamaños de partícula, 158.0 nm (± 0.91 nm) para temperatura ambiente y de 80.5 nm (± 0.15 nm) a 60 OC.</p>

(Pereira et al.,
2007)

Síntesis de partículas de 80 nm.

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.

Activación de la superficie de sílice:

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.

Funcionalización de las Partículas de sílice

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.

Sílice funcionalizada sintetizada a temperatura ambiente: el tamaño de partícula no varía (≈ 158 nm)
El espectro de la sílice sin funcionalizar se observa un pico a 3410 cm^{-1} asociado a la extensión de grupos Si-OH y extensión OH agua remanente cuya presencia se corrobora por la banda en 1630 cm^{-1} que corresponde a la flexión de los enlaces H-O-H. Una banda intensa en 1096 cm^{-1} atribuida al estiramiento de los enlaces Si-O-Si y en 956 cm^{-1} una banda característica para la flexión de enlaces tipo Si-OH.
En el espectro de la sílice funcionalizada (Sílica-AMPS) se observan bandas de absorción extra en 3440 cm^{-1} , 1560 cm^{-1} debidas a la presencia de extensión y flexión de enlaces N-H de los grupos amino, a 2940 cm^{-1} y 1494 cm^{-1} debidas a los estiramientos y flexiones de los enlaces C-H saturados.
La sílice sin funcionalizar de 80 nm presenta una pérdida de 2.389% y la de 150 nm sólo 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.
La funcionalización de la nanopartícula de sílice no afecta el tamaño, pero produce efectos de aglomeración.

Fuente: Elaboración propia.

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 oseas	Aleaciones de cobalto-cromo Acero inoxidable
Cemento oseos	Polimetilmetacrilato(PMMA)
Reparación de defectos óseos	Hidroxiapatita(HAP)
Tendones y ligamentos artificiales	Teflón Dacron Titanio
Implantes dentales	Oxido de aluminio Fosfato de calcio
Sistema Cardiovascular	
Corazón artificial	Poliuretano(PU) Silicona
Sustituto de la piel	Colágeno compuesto
Riñón artificial(Diálisis)	Celulosa Poli acrilonitrilo
Máquina de corazón-pulmón	silicona
Órganos de los sentidos	
Reemplazo Coclear	Electrodos de platino PMMA
Lentes intraoculares	Silicona Hidrogeles
Lentes de contacto	Acrilatos de silicona Hidrogeles

Apego corneal

Hidrogeles de colágeno

Fuente: Elaboración propia.**Anexo F. Aplicación de materiales biocompatibles.**

Material	Aplicación
Metales	
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	
Ti6A14V	
Tantalo	
Nitinol	
Cerámicos	
Alúmina (Al ₂ O ₃)	Recubrimientos de implantes Endo óseos, cirugía reconstructiva, implantes odontológicos, implantes ortopédicos.
Circona	
Hidroxiapatita	
Fosfato Tricalcio	
Bio-vidrios	
Vitrocerámica	
Polímeros	
Acrílicos	Liberación controlada de medicamento, unión ósea, suturas, cirugía reconstructiva, placas ortopédicas, catetes, tubos, válvulas cardiacas, cemento oseo, 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 esteres	
Materiales reabsorbibles	
Hidroxiapatita de baja densidad	Implantes óseos, injertos vasculares, válvulas cardiacas, tendones, ligamentos, sustitutivo de pericardio, relleno oseo.
Fosfato tricalcio	
Copolímeros de Ácido Polilactico/Poliglicólico	

Poli aminoácidos	
Poli orto esteres	
Poli coprolactonas	
Colágeno	
Carbono	
Carbono pirolítico(isotropico de baja temperatura)	Válvulas cardiacas y grupos cardiovasculares, grupos en polímeros sensibles a la temperatura
Carbono isotropico de ultra baja temperatura	
Recubrimientos pasivos	
Albumina	
Cadenas de alcanos	
Flourocarbonatos	Trombo resistente, lubricante de aguas, arrastre reducido de catéter.
Acido hialuronico	
Hidrogeles	
Aceite de silicon	
Recubrimientos bioactivos	
Hidroxiapatita	
Trombo resistencia	
Membranas antimicrobianas	Tumbo resistente, mejorar adherencia celular, resistencia a la infección, recubrimiento de implantes Endo óseos
Tromboliticos	
Proteínas	
Péptidos	
Macro moléculas derivadas	
Quitosana	
Colágeno	Membranas de hemodiálisis, liberación controlada de medicamento, anti adhesivos, tejidos para corazón, suturas, tejidos experimentales trombo resistentes, sistemas curativos, órganos híbridos.
Elastina	
Ácido hialuronico	
Acetatos de celulosa	
fosfolípidos	

Fuente: Elaboración propia.

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.
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.
AS	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.

Anexo H. Proporciones probetas PMMA- nanopartículas de sílice.

Numero de muestra	Cantidad de sílice (mg)	Tipo de nano sílice	Peso (gr)
1	0,3	C-SiO ₂ - 0,01 %	4,5478
2	1,5	C- SiO ₂ - 0,05 %	4,1276
3	3,0	C - SiO ₂ - 0,1%	4,3285
4	4,5	C - SiO ₂ - 0,15 %	4,2873
5	6,0	C - SiO ₂ - 0,2 %	4,2592
6	0,3	C1 -SiO ₂ - 0,01 %	4,5931
7	1,5	C1 - SiO ₂ - 0,05 %	4,4488
8	3,0	C1 - SiO ₂ - 0,1%	4,3050
9	4,5	C1- SiO ₂ - 0,15 %	4,4742
10	6,0	C1 - SiO ₂ - 0,2 %	4,7165
11	0,3	C2 -SiO ₂ - 0,01 %	4.3895
12	1,5	C2 - SiO ₂ - 0,05 %	4,5446
13	3,0	C2 - SiO ₂ - 0,1%	4,6832
14	4,5	C2 - SiO ₂ - 0,15 %	4.5348
15	6,0	C2 - SiO ₂ - 0,2 %	4,5856
16	0.3	SC-SiO ₂ - 0,01 %	4.635
17	1,5	SC- SiO ₂ - 0,05 %	4,5656
18	3,0	SC - SiO ₂ - 0,1%	4,8965
19	4,5	SC - SiO ₂ - 0,15 %	4.4562
20	6,0	SC - SiO ₂ - 0,2 %	4,5624
21	0,3	SC1-SiO ₂ - 0,01 %	4.4985

22	1,5	SC1 - SiO2 - 0,05%	4,3456
23	3,0	SC1 - SiO2 - 0,1%	4,6598
24	4,5	SC1 - SiO2 - 0,15%	4,7254
25	6,0	SC1 - SiO2 - 0,2 %	4,3452
26	0,3	SC2-SiO2 - 0,01 %	4.4122
27	1,5	SC2- SiO2 - 0,05 %	4,6633
28	3,0	SC2 - SiO2 - 0,1%	4,7741
29	4,5	SC2- SiO2 - 0,15 %	4,7654
30	6,0	SC2- SiO2 - 0,2 %	4,7451

Fuente: Elaboración propia.

Anexo I. Resultados preliminares de ensayo de dureza.

Muestra	Promedio (HRE)
C-SiO2 - 0,01 %	74,40
C- SiO2 - 0,05 %	76,44
C - SiO2 - 0,1%	77,30
C - SiO2 - 0,15 %	79,45
C - SiO2 - 0,2 %	79,88
C1 -SiO2 - 0,01 %	60,45
C1 - SiO2 - 0,05 %	66,85
C1 - SiO2 - 0,1%	74,21
C1- SiO2 - 0,15 %	78,84
C1 - SiO2 - 0,2 %	83,70
C2 -SiO2 - 0,01 %	62,35
C2 - SiO2 - 0,05 %	64,52
C2 - SiO2 - 0,1%	67,25
C2 - SiO2 - 0,15 %	67,99
C2 - SiO2 - 0,2 %	69,21
SC-SiO2 - 0,01 %	65,63
SC- SiO2 - 0,05 %	69,32
SC - SiO2 - 0,1%	72,54

SC - SiO2 - 0,15 %	76,40
SC - SiO2 - 0,2 %	78,50
SC1-SiO2 - 0,01 %	83,14
SC1 - SiO2 - 0,05 %	68,12
SC1 - SiO2 - 0,1%	58,80
SC1 - SiO2 - 0,15 %	69,52
SC1 - SiO2 - 0,2 %	83,70
SC2-SiO2 - 0,01 %	65,16
SC2- SiO2 - 0,05 %	69,60
SC2 - SiO2 - 0,1%	70,72
SC2- SiO2 - 0,15 %	66,80
SC2 - SiO2 - 0,2 %	66,50

Fuente: Elaboración propia.

Anexo J. Tabla de resultados modelo físico.

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

e	Altura h1 (m)	Tiempo t (seg)	Fuerza F (N)	v2 (m/seg)	v1 (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
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
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
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
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
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 físico-caída de una persona corriendo

e	t (seg)	F (N)	Vo ²	grados
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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

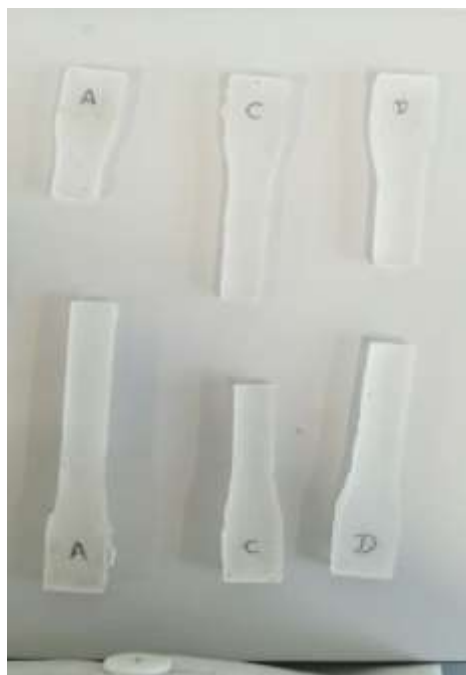
Fuente: Elaboración propia.

Anexo K. Imágenes de probetas ensayadas.

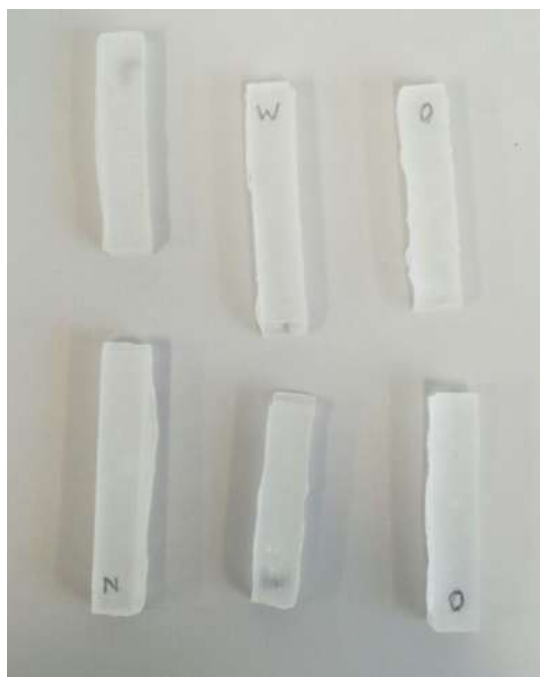
Compresión



Tracción



Flexión



Dureza

