



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CARACTERIZACIÓN Y COMPARATIVO DE MATERIALES
EMPLEADOS PARA EL USO EN ESTEREOLITOGRAFÍA.**

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL PROGRAMA DE
TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

MIREYA IVONNE SANTIAGO TORRES

TUTOR: Mtro. CARLOS ALBERTO MORALES ZAVALA

ASESOR: Dr. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

Cd. Mx.

2019



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Concluyendo esta etapa de mi licenciatura me gustaría dar mi más sincero y eterno agradecimiento a todas aquellas personas que me apoyaron a lo largo del camino.

Al Mtro. Carlos Alberto Morales Zavala por creer en mí desde el día uno, y darme las herramientas necesarias para confiar en mí misma, por brindarme su apoyo y consejos en cada momento y como tutor del presente trabajo.

Al Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso por toda su ayuda para concluir el trabajo presente, por su paciencia, su dedicación, conocimientos y sobre todo buen humor, que aligeraron e hicieron completamente ameno mi proceso de titulación.

A la Esp. Alma Rosa Reséndiz Juárez, porque he sido afortunada de contar con su apoyo, sus consejos y sobre todo, por el privilegio de su confianza. Sus conocimientos y enseñanzas las llevaré por siempre.

A la C.D Teresa Baeza Kingston, por su completa disposición, alegría e infinita paciencia para enseñarme y ayudarme a utilizar el equipo del laboratorio, por escucharme y llenarme de ánimos cuando el cansancio se apoderaba de mí.

A los Esp. René Jiménez Castillo y Alejandro Benavides Ríos, por proporcionarme los materiales utilizados en el equipo de estereolitografía en la especialidad de Prótesis Maxilofacial, su apoyo para mostrarme el funcionamiento del equipo de estereolitografía y cómputo, así como su entera disposición ante cualquier duda.

Al Dr. Miguel Ángel Canseco Martínez por apoyarme en la realización de las pruebas de Infrarrojo y Termogravimetría mostradas en el presente trabajo terminal, realizadas en el Instituto de Investigaciones en Materiales.

A los profesores y alumnos de la Especialidad de Materiales Dentales por ayudarme cuando tenía alguna duda, por su ánimo y comprensión.

A la Universidad Nacional Autónoma De México por ser mi hogar y darme las herramientas para cumplir mi sueño y convertirme en Cirujana Dentista.

De corazón, gracias.

Por mi raza hablará el espíritu.

DEDICATORIA

A mis padres Arturo y Graciela por darme la vida y enseñarme a esforzarme y luchar todos los días por ser una mejor persona, por todas sus horas de trabajo y esfuerzo invertidas en mí, por la confianza que me han depositado a lo largo de mi vida, por siempre acompañarme en las horas de desvelo, por todo su inmenso amor. A ustedes les debo todo, absolutamente todo lo que soy y doy gracias a la vida por ser su hija. Los amo para siempre.

A mis hermanos: Ireri, Iván y Arturo por estar al pendiente de mí todas las madrugadas que salía rumbo a la facultad, por apoyarme, por dejarme en la facultad y recogerme sin importar la distancia ni la hora. Por confiar en mí y ser mis primeros pacientes, por darme palabras de aliento siempre que las he necesitado. Son mi ejemplo y los amo.

A mi familia; mis abuelos, mis abuelas, tías, tíos, primas, primos, mi cuñada y mi cuñado, por sus constantes palabras de apoyo, por sus consejos y la confianza que tienen en mí. Por la comprensión y paciencia que han tenido conmigo a lo largo de mi licenciatura, por cuidarme y jugar conmigo cuando era pequeña. Gracias por estar incondicionalmente en mi vida.

A mis sobrinos Alan y Haziel que han iluminado mi alma con sus sonrisas.

A Arlette, mi amiga durante toda la licenciatura, gracias por enseñarme que la vida se disfruta más con una amiga y cómplice a tu lado.

A Luis por ser mi refugio, por su amor infinito y apoyo incondicional, por su comprensión e impulso, porque todo ha sido más fácil desde que él llegó. Te amo.

Mireya.

*“La Odontología se lleva a
cabo desde la ciencia, pero se
ejecuta con el arte”*

Dr. Juan Balboa

ÍNDICE GENERAL

1. RESUMEN.....	9
2. INTRODUCCIÓN.....	10
3. ANTECEDENTES.....	11
4. MARCO TEÓRICO	
4.1 Historia de la impresión 3D.....	12
4.2 CAD-CAM.....	15
4.3 Prototipado rápido.....	16
4.4 Impresora 3D.....	18
4.5 Impacto a nivel mundial.....	21
5. ESTEREOLITOGRAFÍA.....	22
6. OBTENCIÓN DE DATOS.....	23
6.1 Tomografía Axial Computarizada	23
6.2 Resonancia Magnética Nuclear.....	24
7. PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN.....	25
7.1 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).....	25
7.2 Materialise Interactive Medical Image Control System (MIMICS).....	27
8. PROCESO DE FABRICACIÓN	29

9. MATERIALES DE IMPRESIÓN.....	31
9.1 Polvo.....	31
9.2 Epoxi.....	32
9.3 Fotorresinas.....	32
10. APLICACIONES EN MEDICINA	33
11. APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA.....	34
11.1 Implantología.....	34
11.2 Cirugía oral y maxilofacial.....	35
11.3 Mal formaciones craneofacial.....	36
11.4 Cirugía ortognática.....	37
11.5 Trauma.....	37
11.6 Ortodoncia.....	38
11.7 Tumorações.....	39
12. VENTAJAS DE LA ESTEREOLITOGRAFÍA.....	40
13. DESVENTAJAS DE LA ESTEREOLITOGRAFÍA.....	40
14. PRUEBAS DE CARACTERIZACIÓN	
14.1 Análisis de Espectroscopia Infrarroja (IR).....	41
14.2 Análisis Termogravimétrico (TGA).....	42
14.3 Pruebas físicas.....	43
14.3.1 Tiempo de fraguado	43

14.3.2	Espesor de película.....	44
14.3.3	Sorción y solubilidad.....	44
14.4	Pruebas mecánicas.....	44
14.4.1	Compresión.....	44
14.5	Prueba de pH.....	44
14.6	Fluidez.....	44
15.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	45
16.	JUSTIFICACIÓN.....	46
17.	HIPÓTESIS.....	47
18.	OBJETIVO GENERAL.....	48
18.1	OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	48
19.	METODOLOGÍA.....	49
19.1	Pruebas físicas.....	49
19.1.1	Tiempo de fraguado	49
19.1.2	Relación polvo –liquido	50
19.2	Espesor de película.....	56
19.3	Sorción y solubilidad.....	60
19.4	Medición de pH	64
19.5	Prueba mecánica.....	67
19.5.1	Compresión.....	67
19.6	Fluidez.....	71
19.7	Pruebas de caracterización	74
19.7.1	Análisis de Espectroscopia Infrarroja (IR).....	74

19.7.2 Análisis Termogravimétrico (TGA).....	75
20. RESULTADOS	76
21. DISCUSIÓN.....	112
22. CONCLUSIONES.....	115
23. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	116

RESUMEN

El empleo de nuevas tecnologías en odontología como el uso de estereolitografía para la obtención de modelos 3D han permitido el avance significativo en sus diferentes áreas de especialidad entre ellas prótesis maxilofacial, cirugía, patología, entre otras. Sin embargo, esto supone un gasto considerable tanto para la institución como para el paciente.

El propósito de este estudio es realizar pruebas físicas, mecánicas y caracterización química al polvo y líquido comercial utilizado en estereolitografía, para conocer sus características y crear un nuevo material, pero de menor costo.

Para ello se realizaron pruebas físicas tomando como base los procedimientos de preparación de las muestras indicadas por la American Dental Association (ADA), para: tiempo de fraguado (American Dental Association Specification N.96 Dental Water-Based Cements-2005), espesor de película (American Dental Association Specification N.96 Dental Water-Based Cements-2005), pruebas de sorción y solubilidad (American Dental Association Specification N.66 For Dental Glass Ionomer Cements -1990), medición de pH y fluidez.

Pruebas mecánicas de compresión, así como caracterización de materiales mediante análisis termogravimétrico y análisis de espectroscopía infrarroja.

Este estudio es un comparativo entre los materiales comerciales utilizados en estereolitografía y propuestas de mezclas experimentales a través de obtener sus características físicas y mecánicas con el fin de proponer una opción polvo-líquido con características de los materiales comerciales que permita reducir costos de su utilización.

INTRODUCCIÓN

Desde tiempos remotos la humanidad ha tratado de representar la complejidad de la anatomía humana. Pasando por jeroglíficos, dibujos, tallado en piedra, radiografías que representan una realidad bidimensional sobre objetos tridimensionales, hasta llegar a la estereolitografía.

La estereolitografía es una técnica que en base a datos obtenidos por Tomografía Axial Computarizada (TAC) o Resonancia Magnética, permite capturar datos morfológicos del paciente, procesarlos mediante programas especializados y así obtener modelos 3D detallados y personalizados de cada paciente.

En Odontología la estereolitografía ha sido utilizada para confeccionar modelos y utilizarlos como técnica de diagnóstico, planeación en procedimientos quirúrgicos y mantener una mayor comunicación con el paciente.

Aunque esta técnica ha representado un gran avance tecnológico, el elevado costo de los materiales y equipos han limitado su aplicación en la población.

El propósito de este estudio es realizar la comparación entre dos polvos comerciales utilizados en estereolitografía con distinto tiempo de almacenamiento, realizar la caracterización de los materiales comerciales (polvos y líquido) y una vez teniendo sus características como referencia presentar una alternativa como material candidato de menor costo, para sustituir el polvo y líquido comercial del equipo de estereolitografía.

ANTECEDENTES

La fabricación de modelos fue descrita por primera vez por Brix y Cols.¹

Charles Hull conocido como el padre de la impresión 3D nació el 12 de mayo de 1939 en Clifton, Colorado. Sus primeros años los pasó en Clifton y Gateway, y se graduó de Central High School en Grand Junction, se recibió de una licenciatura en Física de la Ingeniería de la Universidad de Colorado en 1961.²

En los años 80 trabajó en el desarrollo de lámparas para la solidificación de resinas utilizando luz ultravioleta para colocar capas finas de plástico sobre mesas y otros objetos para la producción de piezas plásticas, pero se vio frustrado tras esperar dos meses por la solidificación de las piezas, razón que le ayudó a concebir su idea revolucionaria: *“Si pudiese colocar millares de capas finas de resinas unas sobre otras y al mismo tiempo estampar su forma usando la luz sería posible obtener objetos tridimensionales”*²

Con el paso de un año desarrollándose en el laboratorio llegó a un sistema novedoso, la máquina funcionaba utilizando un láser ultravioleta para solidificar una fina capa de resina acrílica y, con la repetición del proceso añadiendo resina encima y solidificándolo de nuevo, creaba, capa sobre capa, el objeto en tres dimensiones. Siendo así como nace la impresión 3D.^{2, 3}

En 1986, el ingeniero funda su propia empresa 3D Systems y patenta su invención con el nombre de stereolithography.^{4,5}

El éxito de la máquina fue tan bien acogido durante las décadas que siguieron, que sectores como aeroespacial, salud y automotriz incorporaron la impresora 3D en sus procesos productivos, mostrando la funcionalidad y eficiencia de la invención de Hull.^{3, 4,5}

HISTORIA DE LA IMPRESIÓN 3D ⁵

1963 -Primer programa de diseño asistido por computadora (CAD por sus siglas en inglés) en EUA.

1982 - uso de diseño asistido por computadora.

1984 Charles Hull inventa la impresión 3D.

1986 Charles Hull patenta su invento con el nombre de estereolitography y crea la empresa 3D Systems.

1987- Carl Deckard desarrolla el sinterizado selectivo por láser (SLS por sus siglas en inglés)

1988 -3D Systems comercializa su primera impresora 3D.

1990- Se empieza a aplicar la fabricación aditiva para obtener patrones de fundición (Rapid Casting).

1995- Se empieza la fabricación para obtener herramientas de producción, especialmente moldes de inyección (Rapid Tooling).

1999- El instituto de Medicina Regenerativa de la Universidad de Wake Forrest implanta en humanos los primeros órganos modificados por medio de implantes arteriales impresos en 3D y cubiertos con células del paciente.

2000- MCP Technologies introduce la tecnología de fusión selectiva por láser (SLM), para obtener piezas de producción (Rapid Manufacturing).

2002- Se funda Envision Tec. El instituto de medicina regenerativa de la universidad de Wake Forrest, imprime el primer órgano en 3D: un riñón completamente funcional.

2005- Z Corporation lanza el primer equipo de impresión 3D capaz de trabajar en color a alta definición.

2006- Se construye la primera máquina del tipo SLS. Objet crea una maquina capaz de imprimir en varios materiales.

2007 sale al mercado el primer sistema de 3D Systems por menos de 10,000 dólares.

2008- El proyecto rep rap lanza “Darwin” la primera impresora auto replicante que puede imprimir la mayoría de sus componentes.

Se desarrolla la primera prótesis de pierna impresa en 3D.

2009- La empresa Organovo Inc (Compañía d medicina regenerativa) se centra en la tecnología de biorinting anunciando la publicación de datos sobre los primeros vasos sanguíneos completamente bioimpresos.

2011- La universidad de Cornell comienza a construir una impresora 3D para alimentos. En la Conferencia Anual de Salud y Medicina (TEDMED), el Dr. Gabor Forgacs (Organovo Inc) cocina y come carne producida mediante un proceso de bioprinting 3D.

2012 – Layer Wise realiza el primer implante de mandíbula en 3D.

2013- Robohand crea la primera prótesis de mano.

La NASA otorga una beca a la Systems y materials Research Corporation para desarrollar una impresora 3D en alimentos.

2014- Stanmore Implants fabrica un modelo a medida de una pelvis en 3D.

Organovo Inc realiza la primera venta de tejidos humanos bioimpresos.

La impresión en tres dimensiones, manufactura aditiva o fabricación aditiva, es el proceso de unir materiales para hacer objetos a partir de un modelo digital, poniendo una capa encima de otra, por contraposición a las metodologías de fabricación sustractivas³.

Tiene sus orígenes en los sistemas de diseño asistido por computadora (CAD), los cuales son programas de cómputo que aceleran los procesos de diseño. Partiendo de un modelo digital permiten manipular de manera automática distintos materiales y agregarlos de forma muy precisa para construir un objeto en tres dimensiones ⁶.

El software que dirige el proceso envía la descripción de estas capas a la impresora, que las va reproduciendo y añadiendo una encima de la otra hasta que resulta el objeto sólido completo ⁶.

Esta tecnología representa una revolución en la manera de trabajar los materiales a lo largo de la historia.

La primera técnica fue la sustractiva, en la cual un material es apartado sucesivamente de un bloque sólido hasta que se obtiene la forma deseada, lo cual es similar a las herramientas de la edad de piedra. ³

En el año 6000 antes de Cristo se aprendió a combinar y a juntar elementos y materiales, como es el caso de los tejidos. En el 3000 antes de Cristo, se empezaron a aplicar fuerzas mecánicas y/o calor para conseguir la forma deseada con técnicas como la flexión, la fundición o el amoldamiento.³

La tecnología de la impresión 3D hace, aproximadamente 30 años que existe, pero se ha difundido ampliamente en los últimos cinco años por diferentes causas.

A continuación, hace mención a algunas de ellas³:

- La disponibilidad de nuevos materiales con mayores funcionalidades y prestaciones.
- El vencimiento de las patentes que protegían algunas tecnologías de fabricación aditiva, permitiendo así la entrada al mercado de universidades y empresas pequeñas fabricando y comercializando impresoras personales económicamente muy asequibles.
- La tarea de márketing que están realizando las empresas líderes a nivel global

Las aplicaciones insospechadas que han permitido estas tecnologías de fabricación y la difusión que ha permitido Internet.

CAD –CAM

La década de los 60 representa un periodo crucial para el desarrollo de los gráficos por computadora, aparece el termino CAD (Computer Aided Desing), caracterizada por utilizar grandes computadoras ⁷.

En la década de los 70 se consolidan las investigaciones anteriores lo que lanza definitivamente la implantación y uso de estos sistemas, limitada por la capacidad de las computadoras de la época. Aparecen los primeros sistemas 3D ⁷.

En 1982 se consolidó, y pocos años después se incorporaron los sistemas de Diseño Asistido por Computadora en Tercera Dimensión (CAD3D), dando lugar a métodos de fabricación de modelos tridimensionales de manera rápida (Rapid Tooling).

El CAD, acrónimo de Computer Aided Design o Diseño Asistido por Computadora se entiende como un sistema de informático de ayuda al diseño, en el cual el proyectista ya no trabaja en el tablero si no en una pantalla, aprovechando los datos registrados en la memoria sobre características de forma, tamaño, densidad, consistencia, etc. Se trata de una tecnología en el uso de ordenadores para realizar tareas de creación, modificación, análisis y optimización de un diseño ⁸.

El termino CAD se puede definir como el uso de sistemas informáticos en la creación, modificación y análisis de un producto ⁸.

El termino CAM se puede definir como el uso de sistemas informáticos para la planificación y control de las operaciones ⁸.

En la práctica el CAD-CAM se utiliza de distintas formas, para la producción de dibujos y diseño de documentos, animación por computador, análisis de ingeniería, control de procesos, control de calidad ⁸.

En la actualidad el uso del CAD-CAM en odontología nos permite confeccionar restauraciones de porcelana precisas de forma rápida y cómoda, obteniendo restauraciones de alta precisión, con un correcto nivel en el plano oclusal que no requiere correcciones al momento de colocarla, siendo este un parámetro difícil de conseguir siguiendo métodos tradicionales ⁹.

La tecnología CAD-CAM permite planificar cirugías mediante diferente software que reconstruyen de forma tridimensional el esqueleto maxilofacial, del mismo modo que se pueden realizar osteotomías, movimientos quirúrgicos virtuales, y diseñar modelos estereográficos, férulas quirúrgicas y prótesis articulares que se ajustan a las características específicas de cada paciente ⁹.

PROTOTIPADO RÁPIDO

En el pasado los prototipos eran construidos por modelaje directo, a partir de yesos, siliconas, ceras, entre otros, posteriormente con la evolución en la informática fueron diseñados sistemas de prototipado rápido.¹⁰

El prototipado rápido es un conjunto de tecnologías que se originan en los sistemas de diseño y elaboración asistidos por la computadora (CAD/CAM), basados en la construcción de estructuras físicas tridimensionales, corte por corte^{11,12}.

Este término se utiliza para definir las tecnologías que pueden fabricar de manera rápida, objetos físicos directamente de fuentes de datos del sistema computacional, el resultado final del proceso de prototipado es una estructura física llamada prototipo, considerada una réplica fidedigna del diseñado en computadora¹⁰.

Esta técnica de construcción de objetos sólidos parte del corte en secciones horizontales paralelas de piezas representadas en el CAD, las cuales contribuyen formas sólidas por la superposición de capas.¹¹

Brinda la posibilidad de efectuar en un tiempo relativamente corto diversas pruebas para realizar una pieza anatómica o llevar a cabo producción en serie de forma rápida.¹²

El procesamiento de los datos obtenidos se hace mediante la Tomografía y Resonancia Magnética siempre y cuando los datos se encuentren en formato DICOM (Digital Imaging and communication in Medicine) para ser procesados por un programa específico de imágenes (MIMICS).¹¹

Las técnicas de prototipado más utilizadas son la estereolitografía (SLA), Sinterización Selectiva por Laser (SLS), Impresión Tridimensional (3DP), Modelaje por Deposición Fundida (FDM) y el Thermojet. Todas ellas basadas en el principio de adición por capas de material.^{10, 11}

La SLA es la técnica pionera en la cual la construcción de modelos tridimensionales es a partir de polímeros líquidos sensibles a la luz, que se solidifican cuando son expuestos a la radiación ultravioleta. Posee un buen acabado y ausencia de contaminación de partículas, tiene como desventaja de la retirada crítica del soporte final, donde a menudo el producto puede romperse inviabilizando su uso.^{10, 11}

Las técnicas 3DP y SLS son las técnicas más estables con buena precisión y acabado.¹¹

La SLS es una técnica en la cual se usa un rayo láser para fundir, de forma selectiva materiales como el nylon, elastómeros o metales en un objeto sólido.¹¹

La 3DP produce modelos mediante la posición de capas a través de la aglutinación de yeso y almidón.¹¹

La desventaja de estos es que requiere mucho tiempo para producir el producto final y tiene el poder de contaminación de partículas de polvo en suspensión.¹¹

La técnica FDM es una técnica donde los modelos son confeccionados a partir de la deposición de filamentos de resina termoplástica calentada.¹¹

Tiene el riesgo más bajo con maquinaria mucho más pequeña y no degradable, sin embargo, con una baja velocidad de ejecución que todavía peso como desventaja.¹¹

El prototipado rápido fue introducido en el medio odontológico con el propósito de auxiliar procedimientos, minimizar riesgos, disminuir el tiempo quirúrgico, disminuir el tiempo de anestesia, obtener un diagnóstico más preciso, un mejor planteamiento del tratamiento, gracias a esto muchas son las áreas que han sido beneficiadas por el prototipado rápido entre ellas podemos encontrar prótesis, prótesis maxilofacial, implantología, cirugía, ortodoncia, traumatología .^{10, 11,12}

Los beneficios del prototipado rápido han sido numerosos, siendo la disminución de riesgos quirúrgicos por la precisión en las maniobras, disminución del tiempo transoperatorio, disminución de pasos, estética y funcionalidad en los procedimientos, así como la comunicación facilitada entre el dentista y el paciente teniendo por su parte una mayor comprensión del tratamiento propuesto las que más podemos destacar. ^{10, 11,12}

Entre las desventajas de la técnica se incluye su elevado costo.^{10, 11,12}

IMPRESORAS 3D

Esta tecnología representa una revolución en la manera de trabajar los materiales a lo largo de la historia.

La impresión en 3 dimensiones (3D printing) es el proceso de unir materiales para hacer modelos a través de un modelo digital, colocando una capa encima de otra, por lo cual también se suele conocer como fabricación aditiva.^{3,5}

En la actualidad los materiales con los que pueden trabajar las impresoras 3D son más de 200, entre los cuales se pueden encontrar ⁵:

Orgánicos

- Ceras
- Células
- Tejidos
- Alimentos

Metálicos

- Aluminio
- Titanio
- Acero inoxidable

Cerámicos

- Grafito
- Zirconio

Polímeros

- Poliamida
- Policarbonato

Los materiales también pueden ser combinados, teniendo una parte rígida y una blanda.

Los tipos de impresión actualmente son de compactación, con una masa de polvo que se compacta por estratos, y de adición, o de inyección de polímeros, en las que el propio material se añade por capas; dependiendo del método de compactación utilizado se pueden clasificar en ⁵:

- Impresoras 3D por tinta: Utilizan una tinta aglomerante para compactar el polvo. El uso de una tinta permite la impresión en diferentes colores.
- Impresoras 3D por láser: Un láser transfiere energía al polvo haciendo que se polimerice. Después se sumerge en un líquido que hace que las zonas polimerizadas se solidifiquen.

Evolución de la impresión 3D



- Primera generación: Llega la impresión 3D ¹³

En 1996 se presenta la primera Z 402 la primera impresora 3D del mercado redefiniendo la velocidad de la producción de prototipos.

Z402c y Z406 introdujeron la impresión 3D en multicolor

- Segunda generación: Mejora del rendimiento, rentabilidad y color ¹³

En 2003 ZPrinter 310 introdujo una velocidad sin precedentes, mayor facilidad de uso y rentabilidad.

En 2005 Spectrum Z 510 redefinió una nueva generación por su impresión de alta resolución en color.

- Tercera generación: Énfasis en la facilidad de uso ¹³

En 2007 ZPrinter 450 inaugura una tercera generación centrada en la facilidad de uso.

La sucesión en 2008 por ZPrinter 650 y en 2009 Z Printer350 introdujeron un nuevo nivel de sencillez en la impresión 3D, permitiendo que la impresión 3D llegara a un nuevo grupo de usuarios.

A continuación, se describen dos tipos de impresoras de la empresa Z corporation, dichas que son utilizadas en la unidad de posgrado de la Facultad de Odontología UNAM, y que se mantienen al alcance de los alumnos para fabricación de modelos.

- ZPrinter310: Elabora modelos físicos a partir de información digital en unas cuantas horas en lugar de días, con un grosor de capa que va de 0.076 a 0.254 milímetros.¹

Es un sistema rápido, versátil y simple, permite los ingenieros y a los diseñadores producir modelos conceptuales y partes funcionales de manera rápida y económica, el diseño de la impresora, así como su intuitiva interfaz, lo hace el sistema ideal para prototipos rápidos.^{13,14}

- ZPrinter350: Impresora 3D para prototipos rápidos, proceso de inyección monocromo de polvo.

Esta impresora permite crear prototipos 3D rápida y económicamente. Sus dos materiales básicos proporcionan una gran definición: polvo de celulosa (versátil y económico), y polvo de plaster (mayor definición).

Se pueden añadir infiltrantes, para dar la consistencia y propiedades requeridas para una gran variedad de aplicaciones a un precio muy accesible.^{13, 14}

Tamaño mínimo de detalle: 0,15 mm

Opciones de material: composite de alto rendimiento.

Espesor de capa: 0,089 – 0,102 mm

Existe una gran cantidad de métodos disponibles para la impresión 3D, las principales diferencias entre ellos se encuentran en la forma en la que se usan las diferentes capas para crear piezas.⁵

USOS

La impresión 3D ha recorrido un largo camino desde de su creación, a continuación, se presenta un listado de algunos sectores en los que la impresión 3D ya está en producción^{3,5}:

- Alimentación
- Ámbito domestico
- Aeronáutica
- Automoción
- Electrónica
- Deportivo
- Iluminación, objetos de decoración y mobiliario
- Maquinaria
- Joyería
- Defensa
- Educación
- Arte
- Arquitectura
- Medicina y biología

IMPACTO A NIVEL MUNDIAL

Entre 1984 y 2011 se vendieron en el mundo 45.000 impresoras 3D, en 2012 se vendieron el mismo número en un solo año.³

Aunque el uso de la estereolitografía tiene sus primeras aplicaciones en el diseño industrial, su probada utilidad se extiende día con día a diversas áreas del conocimiento, la ciencia y la tecnología.³

Esta tecnología está liderada por Estados Unidos y Europa, principalmente Alemania.³

Los fabricantes japoneses, no tienen mucha presencia en los mercados exteriores, ya que el gobierno japonés es reticente a que los equipos desarrollados con apoyo estatal se vendan al exterior sin antes haber explorado lo suficiente en el mercado interior.³

La estereolitografía en México se inicia a nivel de diseño en Ingeniería en la década de los 90 y poco después en el área médica.¹⁵

ESTEREOLITOGRAFÍA

Uno de los sistemas de prototipado más utilizado en odontología es la estereolitografía.^{10.11.12.15}

La estereolitografía tiene sus orígenes en los sistemas de Diseño Asistido por Computadora, los cuales son programas de cómputo que aceleran los procesos de diseño.¹⁵

La estereolitografía es un sistema de prototipado rápido por el cual se obtienen modelos sólidos en tres dimensiones, mediante un sistema informático y a través del procesamiento de datos obtenidos de la Tomografía Computarizada o la imagen por Resonancia Magnética.^{11, 12,15}

Su raíz etimológica proviene de:^{6,14}

ESTEREO-Modelos en volumen

LITO-Piedra

GRAFÍA-Dibujo de fotografía

Por lo que etimológicamente se puede definir como: “La obtención de un modelo sólido a partir de una imagen” .^{6, 14}

Es un proceso de construcción de objetos tridimensionales estrato por estrato a partir de la especificación de un modelo virtual de los mismos.

La estereolitografía es un método de producción órgano-modelo, basado en el escaneo de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), lo que permite la representación de un complejo en tercera dimensión de las superficies de las estructuras anatómicas e internas del órgano. ⁶

La estereolitografía se ha convertido en uno de los métodos de modelos más populares debido a la precisión en los resultados obtenidos, destacando como principal ventaja la excelente calidad de la superficie. Por estos motivos ha sido el método más utilizado en la odontología introducido en 1991 a su práctica.¹⁶

OBTENCIÓN DE DATOS

La estereolitografía en sus aplicaciones médicas u odontológicas, se realiza a partir de archivos DICOM, generados en estudios imagenológicos tales como TAC y RMI.^{10, 11, 12,15}

Estos datos son interpretados por un software que segmenta la información, transforma en archivos y la envía a una impresora. Con toda esta información correctamente procesada se puede generar, mediante la estereolitografía, un modelo en tres dimensiones de tamaño real y sólido.^{11, 12,15}

A continuación, se describen estas dos técnicas:

- **TOMOGRFÍA AXIAL COMPUTARIZADA (TAC)**

La Tomografía Axial Computarizada también conocida como Tomografía Computada (TC), es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje céfalo-caudal, mediante la utilización de los rayos X.¹⁷

La TAC se constituyó como el mayor avance en radiodiagnóstico desde el descubrimiento de los rayos X. Su introducción al mercado de Estados Unidos en 1972 por el Dr. Godfrey Hounsfield, tuvo un éxito abrumador.¹⁷

El principio básico de la TAC, es que la estructura interna de un objeto puede reconstruirse, a partir de múltiples proyecciones de ese objeto.¹⁷

Para llevar a cabo el procedimiento primeramente se le solicita al paciente, que se despoje de todo objeto metálico. Posteriormente el paciente debe de acostarse sobre la camilla. El técnico radiólogo, luego deja el paciente para ubicarse en una pequeña habitación contigua, con una ventana especialmente diseñada, que le permite observar el procedimiento y protegerse de las sucesivas radiaciones del equipo.¹⁷

El equipo emite una cantidad de rayos x de forma rápida y precisa creando una perspectiva de tridimensional al realizar cortes y secciones muy finas de una sección del cuerpo humano, al mismo tiempo que una computadora reconstruye las imágenes para resaltar los órganos. A veces, el estudio puede ser detenido, para inyectar contraste, con el objeto de realzar ciertas estructuras.¹⁷

La duración total del procedimiento, puede llevar entre 30 y 90 minutos, dependiendo del tipo de tomógrafo utilizado.¹⁷

Los posibles usos de este método diagnóstico, son los siguientes:^{6,17}

- Anormalidades del cerebro y medula espinal,
- Tumores cerebrales
- Accidentes cerebro vascular
- Sinusitis
- Aneurisma de aorta
- Infecciones torácicas
- Enfermedades de órganos como el hígado, los riñones y los nódulos linfáticos del abdomen
- Traumas
- Procesos patológicos
- Áreas del interés buco-maxilofacial

- **RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR (RMN)**

La Resonancia Magnética Nuclear fue descrita y medida en rayos moleculares por Isidor Rabi en 1938. Ocho años después, en 1946, Félix Bloch y Edward Mills Purcell refinan la técnica usada en líquidos y en sólidos.¹⁸

Cuando la absorción de radiofrecuencias ocurre, los núcleos se describen como estando en resonancia. Diferentes núcleos atómicos dentro de una molécula resuenan a diferentes frecuencias de radio para la misma fuerza de campo magnética. La observación de tales frecuencias resonantes magnéticas de los núcleos presentes en una molécula permite al usuario entrenado descubrir información esencial, química y estructural acerca de las moléculas.¹⁸

La generación de imágenes mediante resonancia magnética se basa en recoger las ondas de radiofrecuencia procedentes de la estimulación de la materia sometida a la acción de un campo electromagnético. La energía liberada por los protones al volver al estado de equilibrio, es captada por un receptor y analizada por un ordenador que la transforma en imágenes. Estas imágenes son luego impresas en placas.¹⁸

La formación de una imagen por Resonancia Magnética, es una técnica o proceso no invasivo, que sirve como medio de diagnóstico a través de imágenes este se basa en ondas de radiofrecuencia emitidas los protones del tejido examinado, luego de ser expuestos a un campo magnético. La señal que emite cada protón es capturada y procesada por una computadora y a la vez esta las transforma a imágenes de alta calidad.¹⁸

A diferencia de los rayos convencionales esta técnica no emite radiaciones, lo cual lo hace un procedimiento completamente seguro para los pacientes .¹⁹

A continuación, se presenta la forma en la que se prepara al paciente ¹⁹:

- Preparación – Es cuando el paciente o la muestra ingresa al campo magnético, los tejidos se magnetizan y se alinean respecto al campo magnético, para generar el momento magnético.
- Excitación – Se lleva a cabo mediante secuencias de impulsos de RF, donde se produce un cambio de nivel de energía, generando el proceso de resonancia.
- Relajación – Se trata del proceso de recuperación después del estímulo y regresan la energía recibida. La señal recibida refleja la composición molecular de los tejidos.

La resonancia magnética nuclear está indicada en odontología, principalmente para:²⁰

- Trastornos temporomandibulares.
- Diagnóstico de patología de las glándulas salivales
- Estructuras óseas
- Delimitación de lesiones tumorales
- Evidenciar litiasis
- Evaluar los espacios para faríngeo y retromandibular.

PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

Los datos obtenidos ya sea de la Tomografía axial computarizada o de la Resonancia Magnética Nuclear deben ser almacenados en un formato Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) y para ello debe ser procesada por un programa específico de imágenes , un software que segmenta la información la transforma en archivos STL (estereolitografía) y la envía a una impresora , conocido como MIMICS , esto para que el estereolitógrafo reproduzca el modelo tridimensional de tamaño real y sólido¹¹, con una fidelidad de aproximadamente el 99% , pudiendo observar de este modo la correcta anatomía , disposición de estructuras , mediciones longitudinales y angulares de todas las estructuras anatómicas .¹²

La máquina de prototipado no puede procesar directamente las imágenes adquiridas por el tomógrafo debido a ⁶:

El formato e imagen obtenida por el tomógrafo no es compatible, ya que las imágenes tomografías son de orden de 1 a 5 mm en formato DICOM. ⁶

Las imágenes utilizadas para el prototipado rápido son de orden de 0.05 mm a .025mm en formato de archivo STL, indispensable para la interpretación de imágenes en computadora. ⁶

DIGITAL IMAGING AND COMMUNICATIONS IN MEDICINE-IMAGEN DIGITAL Y COMUNICACIONES EN MEDICINA.

(DICOM)

La creciente tendencia hacia la digitalización, especialmente en el diagnóstico por imagen, y la necesidad de comunicaciones médicas, ha creado la necesidad de estandarizar los protocolos de comunicación y los formatos de la información. Uno de los estándares más exitosos hasta la fecha es DICOM.²¹

DICOM es un protocolo estándar de comunicación entre sistemas de información y a la vez un formato de almacenamiento de imágenes médica.²²

Es el estándar internacional para transmitir, almacenar, recuperar, imprimir, procesar y visualizar imágenes médicas información.²¹

Fue desarrollado en 1983, el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR) y la asociación Nacional de Fabricantes eléctricos (NEMA) formó un comité cuya misión era hallar o desarrollar una interface entre el equipamiento y cualquier otro dispositivo que el usuario quiera conectar.²¹

Desde su primera publicación en 1993, DICOM ^{ha} revolucionado la práctica de la radiología, lo que permite la sustitución de la película de rayos X con un flujo de trabajo totalmente digital. ²¹

La imagen es el núcleo de información de un fichero DICOM. Cada fichero contiene, además de la imagen información sobre el paciente. El estudio en el que se encuadra la toma de la imagen, la serie a la que pertenece la imagen e información sobre la propia imagen.²²

Algunas de las funciones de DICOM son: ^{21, 22, 23}

- Producir
- Almacenar
- Como monitor

- Enviar
- Consultar
- Procesar
- Recuperar
- Impresionar Imágenes médicas y documentos estructurados derivados, así como para gestionar el flujo de trabajo relacionado.

VENTAJAS ²¹

- Los médicos obtienen un mejor acceso a las imágenes y a los informes DICOM, esto permite hacer un diagnóstico más rápido, potencialmente desde cualquier parte del mundo.
- Los pacientes pueden obtener una atención más rápida y efectiva cuando se utiliza DICOM para enviar su información a través de la empresa de atención médica.
- Los hospitales, clínicas, centros de imagenología y especialistas pueden hacer que las características específicas de DICOM cumplan con sus requisitos para garantizar que estas herramientas trabajen juntas para producir, administrar y distribuir imágenes.
- Costo de atención potencialmente más bajo.

MATERIALISE INTERACTIVE MEDICAL IMAGE CONTROL SYSTEM (MIMICS)

MATERIALIZAR EL SISTEMA DE CONTROL DE IMAGEN MÉDICO INTERACTIVO.

Cuando quiera pasar de DICOM a un modelo 3D, MIMICS es el software a utilizar, ya que proporciona herramientas manuales intuitivas y algoritmos de segmentación automatizados.¹⁵

Es un software completamente integrado para el procesamiento y edición de imágenes en tercera dimensión, que traduce información para la fabricación de prototipos rápidos STL de diseño asistido por computadoras CAD en tan solo unos minutos.²⁴

En el campo médico, MIMICS puede ser utilizado para el diagnóstico, el planeamiento quirúrgico o para propósitos de ensayo.²⁴

MIMICS importa información de a tomografía axial o resonancia magnética en una gran cantidad de formatos, al igual que ofrece una herramienta de importación de archivos para el usuario.¹⁴

El software de importación provee de acceso directo a las imágenes, una vez grabadas en discos ópticos o cintas, las convierte en imágenes en formato de estereolitografía y conserva la información original para cualquier procesamiento sucesivo.¹⁴

Inicialmente los datos DICOM son procesados en el sistema CAD, en la próxima etapa el modelo es convertido en un formato denominado STL (Standard Tecekation Language), en el siguiente paso, se lleva a cabo el proceso de fabricación del modelo, en donde los planos horizontales intersectan al modelo creado en el sistema CAD. Después de esto, toda la información es transferida para el equipo de prototipado rápido para ser utilizado, dependiendo el material el último paso del procesamiento de prototipo es el acabado, lijado o pintado.¹¹

Cuando las imágenes son convertidas en formato de STL, la superficie del modelo CAD se convierte en un gran número de triángulos que mejoran la calidad de la imagen y añaden precisión al algoritmo para la construcción del modelo final.²⁴

VENTAJAS ¹⁴

- Permite la valoración de la densidad ósea de diferentes regiones.
- Cuenta con tres tipos de lentes de aumento que facilita la digitalización y aumenta la precisión.
- Permite hacer mediciones precisas, tanto en cortes seccionales como panorámicos.
- Importa las imágenes en formato DICOM, creando un banco de datos.
- El formato estándar existente para imágenes en tercera dimensión STL puede utilizarse en cualquier sistema que hace prototipos rápidos, incluso en la polimerización de resinas.

PROCESO DE FABRICACIÓN

A continuación, se describen los pasos para el proceso de fabricación de modelos⁵.

- 1.-Modelación digital: Crear un modelo 3D, para ello se utiliza un software.
- 2.-Exportación Generar el archivo en un formato correcto (STL) que contenga toda la información geométrica.
- 3.-Rebanado Convertir el modelo digital en una lista de comandos que la impresora 3D pueda entender y ejecutar.
- 4.-Conexión Dar la lista de instrucciones a la impresora
- 5.-Impresión
- 6.-Acabado Quitar de la plataforma de la impresión, el objeto recién creado y eliminar las partes adicionales, para limpiar su superficie.

Para llevar a cabo la creación del modelo, se requiere del diseño asistido por computadora para crear objetos a través de fórmulas matemáticas y desarrollarlas mediante la demostración en una computadora.⁶

El aparato de estereolitografía está compuesto por una computadora controlada, un tanque con polímero líquido y una plataforma móvil dentro del tanque.⁶

La fabricación del modelo comienza con el tanque lleno de plástico líquido y los datos en la computadora control de la estereolitografía.⁶

La primera capa del modelo es creada cuando se baja la plataforma en el líquido y es elevada justo por debajo de la superficie del polímero. El láser combinado con un obturador y dos galvanómetros de espejo dibuja la primera capa, siempre que el láser toca la superficie del líquido, el plástico se solidifica con una profundidad de 0.5 milímetros y una amplitud de 0.3 milímetros .⁶

Mediante el adecuado control del movimiento de la plataforma, la viscosidad del líquido y la posición del láser, el plástico sólido se adhiere a la plataforma a que la capa ha sido totalmente endurecida la plataforma se vuelve a sumergir en el líquido y se elevan de nuevo lo suficiente para garantizar otra capa de 0.5mm solidificada de la capa anterior.⁶

Y el proceso se repite, de esta manera el modelo se hace en sucesión de capas de 0.05 cm de profundidad.⁶

De forma generalizada el aparato de estereolitografía puede fabricar una pieza completa en un periodo de 8 horas, la pieza es entonces retirada a un horno de

curación, donde es bañada de rayos ultravioleta durante 10 minutos para completar el proceso de polimerización.⁶

Dependiendo del material a utilizar otro proceso de impresión consiste en que una vez que se han guardado los datos y se ingresan a la computadora, un rodillo se mueve de izquierda a derecha para transportar el polvo base formando una capa en el área de modelación.⁶

Todo el material excedente cae en la ranura de drenaje ubicado en al lado derecho, es entonces que la cabeza de impresión regresa de derecha a izquierda y pasa al área de modelación, donde se aplica blinder en la parte que se percibe como el área de inyección de tinta y es cuando este líquido fija el material formando la figura del modelo.⁶

Se vuelve a tomar polvo del contenedor y así el proceso se repite capa por capa.

Una vez terminado el prototipado el modelo queda totalmente cubierto de polvo en el área de modelación por lo que se debe aspirar el polvo restante para liberarlo, posteriormente se eleva el contenedor donde se formó el modelo para sacarlo con mayor facilidad.⁶

Ya fuera el modelo se limpia con una pistola de aire para quitarle el polvo restante y finalmente se infiltra con diversas sustancias como pueden ser: cera, cianocrilato, poliuretano, entre otras, que darán dureza y flexibilidad.⁶

Todo el polvo restante en ambos contenedores puede ser reciclado y usado nuevamente .⁶

La creación de los prototipos se inicia en su parte inferior y finaliza en la superior, de no ser así las distintas capas que son necesarias caerían al no ser soportados por un material solidificado. ⁶

MATERIALES DE IMPRESIÓN

Estas impresoras utilizan una diversidad de materiales que permiten hacer modelos con diferentes características, desde flexibilidad con cierta dureza para ser perforadas hasta piezas que resisten altas temperaturas y fundición.

Los materiales utilizados en la ejecución de los modelos en el campo de las ciencias de la salud y de mayor aplicación en medicina y odontología son los materiales poliméricos, del tipo de las resinas líquidas fotopolimerizadas mediante radiaciones laser o ultra violeta.²⁵

También se han utilizado diversas mezclas para formar composites de diferentes materiales poliméricos, entre ellos, la resina epoxi, acrílico y vinil; de esta manera obtener modelos más duros y más flexibles dependiendo de las necesidades.²⁵

A continuación, se mencionan algunos materiales utilizados en estereolitografía:

- **POLVO** 1,6,14

El polvo base es el material con el que se van a formar los modelos.

Según sus características se dividen en:

- Polvo de polímero de calcio: Permite hacer piezas de alta definición
- Polvo de hidrocélulosa: Hace piezas flexibles y permite imprimir con mayor rapidez
- Polvo para fundición: Resiste altas temperaturas y puede crear moldes directamente.

Otro material importante es el binder, que es un líquido a base de agua que actúa como un sellador, une al polvo para formar el modelo y hay dos tipos:

- Zb -4
- Zb -7

Los infiltrantes que se utilizan para dar el terminado requerido a los modelos, son:

- Ceras
- Resina
- Poliuretano
- Elastómero
- Cianocrilato

- **EPOXI** ^{1,6,14}

Los materiales para las resinas epoxi son un sistema de dos componentes que incluyen una resina y un endurecedor. La resina viscosa puede ser un epoxi disfuncional al cual se le puede agregar algún relleno.

El endurecedor es una poliamina que cuando se mezcla con resina por espacio de un minuto causa polimerización, es toxico y durante el mezclado y manipulación no debe tocarse

Se ha observado una contracción del 0,190 durante el endurecimiento, que puede tardar hasta 24 horas.

La resina endurecida es más resistente a la abrasión, la pasta viscosa no penetra con tanta facilidad en los detalles de una impresión grande y se ha diseñado una centrifugadora para los vaciados con resina epoxica.

Las resinas epoxicas no pueden combinarse con materiales que contienen agua, ya que retarda la polimerización de la resina.

- **FOTORESINAS** ²⁵

Las fotoresinas basadas en tiol-eno son un material prometedor para el uso en la bioimpresión 3D. Además de los aspectos positivos conocidos para los enfoques de bioimpresión, las fotoresinas de tiol-eno también ofrecen la posibilidad de impresión 3D sin iniciador con la posterior funcionalización de la superficie.

El tipo de modelo a seleccionar depende de su uso deseado. Los modelos fabricados a través del método 3-DP (polvo), son útiles para fines educativos y visualización directa de estructuras anatómicas. Sin embargo, tienen algunas limitaciones; se ha demostrado que son algo menos precisos que sus contrapartes de SLA, y debido a los componentes de almidón / yeso, no pueden esterilizarse para su uso en el campo quirúrgico ya que los materiales no resisten temperaturas extremas. Se prefieren los modelos SLA debido a su mayor resistencia, mayor resistencia a la temperatura, menor absorción de humedad y menor contracción. Se pueden esterilizar para uso quirúrgico, y la literatura ha demostrado una precisión superior.²⁵

APLICACIONES CLINICAS EN MEDICINA

El área de la salud, en su afán por incorporar nuevas tecnologías encaminadas a la solución de problemas con mayor eficacia, rapidez y bajo costo, ha introducido el prototipado rápido el cual ha tenido múltiples usos, debido a que existe gran interés en reconstruir imágenes tridimensionales como imágenes médicas y modelos sólidos

En el ramo médico, la estereolitografía puede reproducir vasos sanguíneos, tejidos blandos, tumores óseos con perfecta exactitud, marcar alguna estructura vecina e inclusive la piel con diferentes colores, para que el cirujano pueda ver las diferencias en las áreas de cirugía.¹⁴El prototipado rápido puede aumentar las ventajas pues permite el planeamiento quirúrgico, la visualización de una zona específica, la fabricación de prótesis médicas, entre otras.¹⁰

Dichos modelos son útiles para fines educativos y simulaciones fisiológicas en la formación de médicos residentes, ya que aumentan la percepción 3D y agregan retroalimentación táctil al alumno.

Dentro de las alteraciones cerebrovasculares, la estereolitografía llegara a ser parte fundamental del diagnóstico, ya que nos da la ubicación exacta de las estructuras de interés, aun cuando son muy complejas reduciendo así el tiempo quirúrgico.²⁶

En cirugía ortopédica, el modelo desempeña un papel importante en la confección de prótesis personalizadas.²⁷En fracturas u otras alteraciones de la columna vertebral, los modelos permiten un mejor acceso a las articulaciones y a la toma de medidas de los espacios intervertebrales con absoluta precisión.²⁷

La mayoría de las aplicaciones médicas se han centrado en la reconstrucción y el modelado de huesos, estructuras espinales como la columna cervical, modelos de cerebro y cráneo, implantes a medida y prótesis en cirugía oral y craneomaxilofacial.²⁷

Las desventajas de esta tecnología son su alto costo relativo, la disponibilidad limitada de biomateriales de grado médico y la complejidad de traducir los datos anatómicos del paciente a la computadora para su procesamiento.^{27, 28}

En septiembre de 1999 se realizó un estudio que consistió en la validación de la estereolitografía como método diagnóstico. ¹⁴

APLICACIONES CLINICAS EN ODONTOLOGIA

Nuevas tecnologías van acompañando la evolución de la odontología y buscan superar los obstáculos presentes en la actualidad, el prototipado rápido (PR), fue insertado en el medio odontológico con el propósito de auxiliar procedimientos, minimizar riesgos y disminuir el tiempo quirúrgico .¹⁰

En odontología se ha caracterizado por estar a la vanguardia tecno-científicamente en cada una de sus áreas. Una prueba de esto es que la Facultad de Odontología a través de su División de Estudios de Posgrado e Investigación, el cual ha iniciado el uso de la estereolitografía de forma institucional.

A continuación se mencionan algunas de las áreas odontológicas en el cual el uso de la estereolitografía ha ido en aumento:

• IMPLANTOLOGIA

En implantología permite la confección de modelos tridimensionales que muestran la altura, dimensión antero-posterior y profundidad previsto para el implante, así como guías quirúrgicas a partir de planeamientos virtuales, confirmando buenos resultados estéticos y funcionales.¹⁰

La rehabilitación protésica con implantes dentales endoóseos requiere una colocación precisa del implante para obtener resultados funcionales, estéticos e higiénicos predecibles. En la rehabilitación oral con un abordaje quirúrgico tradicional que usa implantes osteointegrados, el cirujano a menudo está obligado a realizar destacamentos muco-periósticos esenciales para obtener una buena visibilidad de las estructuras óseas.²⁷

Las plantillas quirúrgicas fabricadas con esta tecnología están pre programadas con profundidad individual, angulaciones, posicionamiento mesio-distal y labiolingual del implante.²⁷

Acorta la duración de la cirugía y se registran menos molestias después de la cirugía cuando se utilizan guías quirúrgicas con soporte mucoso. El uso de guías quirúrgicas estereolitográficas con soporte mucoso en pacientes edéntulos aumentará ha ido en aumento junto a la demanda de restauraciones con implantes en pacientes edéntulos.²⁷

Sin importar que la osteointegración de implantes dentales es una consecuencia predecible de la colocación quirúrgica, las limitantes anatómicas, así como la demanda de la restauración induce a los cirujanos a aumentar la precisión.²⁷

- **CIRUGIA ORAL Y MAXILOFACIAL**

El uso de nuevas tecnologías y técnicas quirúrgicas ha permitido al cirujano oral y maxilofacial moderno lograr estos objetivos de manera efectiva. Un ejemplo de esta tecnología que continúa aumentando su prevalencia es el uso de modelos tridimensionales para guiar y asistir en procedimientos quirúrgicos.¹⁰

Los biomodelos obtenidos a partir de estereolitografía son de uso extraordinario en la etapa preoperatoria de la cirugía ya que permite prever los efectos secundarios de las condiciones del trauma o de la lesión patológica.¹⁰

Anderl y cols en 1994 determinaron que los biomodelos ayudan en la visualización de estructuras que se utilizan en el estudio de ciertas deformidades faciales, reduciendo el riesgo quirúrgico, además de optimizar el planteamiento de osteotomías y del movimiento de fragmentos óseos.¹¹

Sailer y cols en 1998 afirmaron que los modelos obtenidos por estereolitografía sirven para la simulación de osteotomías, medición de estructuras, entrenamiento de técnicas de resección una completa planificación de los diversos tipos de cirugía de la región buco maxilofacial.¹¹

Según Salles y cols, en el 2002 los modelos confeccionados por la técnica de estereolitografía permiten la percepción táctil de la anatomía del región y patología en estudio, lo cual permite la simulación y planificación quirúrgica.¹¹

En el área de cirugía maxilofacial, Mazzonetto y cols, en el 2002, determinaron que la obtención de biomodelos permite un diagnóstico más preciso y consecuentemente, una mejor planeación quirúrgica en cirugías reconstructivas, cirugías ortognáticas, cirugías de ATM, en el tratamiento de las lesiones de naturaleza traumática y distracciones osteogénica .¹¹

Cunningham y cols, en 2005 obtuvieron éxito en la utilización de los biomodelos en la planificación de cirugías reconstructivas de mandíbula y en la definición de las dimensiones de injerto óseo en pacientes sometidos a la resección de tumores de la región. ¹¹

Toro y cols, en el 2007, realizaron un estudio en donde se encontró una disminución de 1-1.5 horas al momento de utilizar modelos realizados mediante estereolitografía.¹¹

VENTAJAS DEL USO DE ESTEREOLITOGRAFIA EN CIRUGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL ²⁶

- Diagnóstico y planificación de tratamiento
- Visualización directa de estructuras anatómicas
- Guías y plantillas quirúrgicas
- Practica quirúrgica y ensayos
- Diseñado de incisiones
- Resecciones quirúrgicas
- Valoración de defectos óseos para injertos
- Adaptación de pre-flexión de placas de reconstrucción
- Fabricación de prótesis a medida
- Prótesis, dispositivos de distracción, dispositivos de fijación
- Disminución de tiempo quirúrgico y de anestesia
- Duración de la exposición de la herida
- Resultados más predecibles
- Mejora la comunicación de los compañeros
- Herramienta educativa para el paciente

• MALFORMACIONES CRANEOFACIALES

El modelo permite visualizar la zona y la extensión de la lesión logrando hacer un planteamiento quirúrgico según sea el caso, por ejemplo, en una reconstrucción de calota craneana con avance fronto-malar, una craneoplastia, entre otras y seguido de esto planear la confección de implantes o de injertos craneanos. ⁶

Las malformaciones más frecuentes son: ⁶

- Anomalías de posición antero –posterior de los maxilares
- Anomalías de volumen de los maxilares
- Laterognatismos mandibulares
- Alteraciones en la inclinación mandibular
- Anomalías de forma mandibular
- Anomalías verticales de la cara
- Anomalías de posición y dirección de los dientes.

- **CIRUGÍA ORTOGNÁTICAS**

Dentro de la cirugía ortognática el uso de la estereolitografía determina la magnitud y dirección de los movimientos dento-esqueleticos así como la dimensión y forma de las osteotomías u osteotomías, así mismo servir como un comparativo de resultados post operatorios, siendo útil para la evaluación.⁶

En las asimetrías mandibulares por exceso de crecimiento, podemos tener diferentes etiologías y frecuentemente requerimos de un tratamiento orto-quirúrgico que será posible planear antes de llevarse a cabo la cirugía de un modo real. ⁶

- **TRAUMA**

Las fracturas de la mandíbula son la forma más común de trauma maxilofacial.

En la reparación primaria, cuando la reducción de la apertura y la fijación interna tenían que esperar a que disminuyera la inflamación de la cara o el edema cerebral, esta tecnología proba ser de gran utilidad para la reducción anatómica, minimizando los acercamientos quirúrgicos, ahorrando tiempo en la operación y guiando a la mejora de los resultados post operatorios, que podrían a su vez disminuir el número de correcciones de deformidades post operatorias.²⁶

El tiempo quirúrgico requerido para la reducción de fracturas y la colocación de placas, se puede reducir con la elaboración de planes pre quirúrgicos basados en el uso de modelos de la región maxilofacial hechos por prototipado rápido tridimensional .Además de disminuir el tiempo de cirugía se podrá , minimizar el trauma quirúrgico adicional , pérdida de sangre , riesgo de infección y complicaciones post operatorias .Al ahorrar tiempo con la estereolitografía es posible programar más casos por día resultando así una mayor productividad .²⁶

Los cirujanos pueden utilizar actualmente modelos tridimensionales para reducir las fracturas desplazadas y para colocar las placas de reconstrucción antes de la cirugía en traumas maxilofaciales agudos.²⁶

En un caso clínico se muestra a un paciente con una herida de bala en el lado izquierdo de la cara. Después de una cirugía para el cierre de lesiones de tejidos blandos, se obtuvo un modelo 3D para evaluar las lesiones óseas.

Se observaron lesiones óseas en:

- Maxilar izquierdo
- Cigomático
- Piso orbital
- Hueso nasal

En este caso el biomodelo se utilizó como herramienta educativa para el paciente para ilustrar el defecto facial resultante.

Se por optó por someterse a una reconstrucción utilizando solo placas óseas. El modelo se usó para doblar previamente las placas óseas con el fin de recrear el contorno óseo anterior a la lesión de este paciente y permitir un adecuado soporte de los tejidos blandos. El resultado final postoperatorio mostró una reconstrucción adecuada de los contornos faciales y una simetría facial adecuada.²⁶

• **ORTODONCIA**

En ortodoncia, la estereolitografía desempeña un papel significativo en la confección de modelos para la colocación de micro tornillos ortodóncicos y la coordinación ortodoncista –cirujano.¹⁰ Estos dispositivos son útiles para alcanzar un anclaje absoluto durante el movimiento dentario.¹⁰

En el 2011 Morca y cols obtuvieron resultados en el cual los micro tornillos instalados guiándose con el método de estereolitografía, presentarían mayor beneficio en aquellos pacientes con múltiples piezas impactadas o con limitada distancia interarticular, donde la precisión de la instalación fue mayor con este método de prototipado rápido.¹¹

Otra aplicación del área es la colaboración de la estereolitografía con los modelos de estudio de yeso, en el estudio realizado por Hazeveld en el 2014, los modelos obtenidos mediante la técnica de estereolitografía fueron considerados clínicamente aceptables en términos de precisión y reproductibilidad.¹¹

Desempeña un papel significativo en la sustitución de modelos dentales a base de yeso por modelos físicos reconstruidos a partir de datos digitales.¹¹

Cuperus y cols , determinaron la validez y reproductibilidad de las medidas dentarias y segmentos de arcos dentarios en modelos obtenidos por estereolitografía y por scanner intraoral .Se estableció que los modelos obtenidos por ambos métodos son válidos y reproducibles para medir distancias en una dentición .¹¹

Faber y cols , utilizaron modelos realizados con estereolitografía como herramienta para realizar diagnósticos ortodóncicos y planeación de tratamiento de caninos superiores impactados .Las imágenes de caninos impactados obtenidas por tomografía computarizada fueron importadas a un procesador de prototipado , para finalmente ser enviados a la impresora 3D donde son construidos los modelos en resina acrílica polimerizada por luz UV .Los modelos mostraron la relación anatómica exacta entre las piezas impactadas y las otras piezas dentarias , sirviendo como guías durante la cirugía. El modelo también fue utilizado como herramienta para comunicarse con los padres del paciente y para la fabricación de los aditamentos para la tracción del canino .¹¹

Salles y cols , describen el caso clínico de un paciente con aglosia que presentaba una alteración dentofacial que afectaba la mandíbula en particular .Los modelos obtenidos por estereolitografía fueron usados para la fabricación de un distractor para realizar distracción osteogénica de la sínfisis mandibular .¹¹

• TUMORACIONES

Los cirujanos se han beneficiado por la introducción de la estereolitografía ya que permite la planeación, simulación y realización virtual, dando con ello un mejor entendimiento de la realidad y de la complejidad de la situación del paciente, de este modo tanto la enucleación o la resección de tumores en cabeza y cuello, como la reconstrucción de defectos postquirúrgicos se han visto beneficiados.¹

Los biomodelos son utilizados para la planeación de la extirpación del tumor, la preparación preoperatoria de la placa para implantar el futuro injerto en caso de ser necesario.¹

A continuación, se enlistan las principales ventajas del uso de estereolitografía en pacientes con patologías tumorales. ²⁶

- Visualización del problema
- Planeación de la cirugía
- Determinación de la extensión del tumor
- Diseño del implante

VENTAJAS DE LA ESTEREOLITOGRAFÍA

La estereolitografía se ha convertido en uno de los métodos de modelos utilizables más populares debido a la precisión en los resultados obtenidos, destacando como principal ventaja la excelente calidad de superficie.¹¹

Por estos motivos, ha sido este método el más utilizado en la odontología en comparación con otros métodos de prototipado rápido.¹¹

La estereolitografía es la técnica pionera en la odontología, ya que posee un buen acabado y ausencia de contaminación por partículas ¹¹

La STL es una gran ayuda para el diagnóstico y sobre todo para elaborar una planificación cuidadosa de los procedimientos quirúrgicos, reduce el tiempo de la intervención quirúrgica, beneficiando al paciente en el periodo postoperatorio inmediato y mediato, minimizando así las complicaciones y ofreciendo mayor calidad en el tratamiento.¹²

Los modelos sirven también como registros o documentos físicos de la historia clínica del paciente, además como instrumento para educar al paciente y aclarar cualquier tipo de duda con respecto al desarrollo del tratamiento ya la evolución posterior de los mismos. Además de que se pueden utilizar para la realización de pruebas funcionales como ensayos y montajes.¹²

DESVENTAJAS DE LA ESTEREOLITOGRAFÍA

La estereolitografía tiene como desventaja que se requiere de mucho tiempo para producir el producto final.¹¹

El equipamiento de laboratorio es costoso; también se han reportado casos de errores en la confección de prototipos de tamaño real, por defectos en el ordenador, por mala técnica de uso del equipo o por una aplicación incorrecta de los materiales para la elaboración del modelo.¹¹

Los efectos del volumen parcial en estructuras óseas delgadas de menos de 1 cm de espesor son los responsables de la presencia de pseudoforámenes de algunos reparos anatómicos ¹²

La STL no está completamente indicada para realizar reconstrucciones faciales, debido a que no se producen estructuras de tejidos blandos ni el contorno requerido para la fabricación de prótesis faciales. En estos casos se opta por la fotografía 3D para capturar la imagen, la cual se ha popularizado en cirugía plástica.¹²

PRUEBAS DE CARACTERIZACIÓN

ANÁLISIS DE ESPECTRO INFRARROJO (IR)

La espectroscopía de infrarrojo es un tipo de espectrometría de absorción que utiliza la región infrarroja del espectro electromagnético. Como las demás técnicas espectroscópicas, puede ser utilizada para identificar un compuesto o investigar la composición de una muestra.²⁹

Se basa en el hecho de que los enlaces químicos de las sustancias tienen frecuencias de vibración específicas. Esta técnica funciona casi exclusivamente en enlaces covalentes, y se usa en especial en química orgánica, la técnica se utiliza habitualmente para la identificación de mezclas complejas.²⁹

Las bandas presentes en los espectros de infrarrojo corresponden a diferentes transiciones entre niveles vibracionales.³⁰

Con el fin de hacer medidas en una muestra, se transmite un rayo monocromo de luz infrarroja a través de la muestra, y se registra la cantidad de energía absorbida. Repitiendo esta operación en un rango de longitudes de onda de interés (por lo general, 4000-400 cm^{-1}) se puede construir un gráfico. Al examinar el gráfico de una sustancia, un usuario experimentado puede obtener información sobre la misma.³⁰

La región IR del espectro electromagnético se encuentra entre 12800-10 cm^{-1} . Tanto desde el punto de vista de las aplicaciones como de los aparatos se puede dividir en tres zonas:³⁰

IR cercano (NIR): 12800-4000 cm^{-1}

IR medio: 4000-400 cm^{-1}

IR lejano: 400-10 cm^{-1}

Siendo en el IR medio donde se dan la mayoría de las aplicaciones analíticas tradicionales.³⁰

Las muestras líquidas se colocan entre dos sólidos (ventanas) de una sal de alta pureza (como el cloruro de sodio). Estas placas deben ser transparentes a la luz infrarroja para no introducir ninguna línea en el espectro de la muestra.²⁹

Las muestras sólidas se preparan mezclando una cierta cantidad de muestra con una sal altamente purificada (por lo general bromuro de potasio). Esta mezcla se tritura y se prensa con el fin de formar una pastilla por la que pueda pasar la

luz.²⁹La pastilla necesita ser prensada a altas presiones para asegurar que sea translúcida, pero esto no puede lograrse sin un equipo adecuado (por ejemplo, una prensa hidráulica). Al igual que el cloruro de sodio, el bromuro de potasio no absorbe la radiación infrarroja, por lo que las únicas líneas espectrales provendrán del analito.²⁹

ANÁLISIS TERMOGRAVIMÉTRICO (TGA)

El análisis térmico abarca al grupo de técnicas en las que se mide una propiedad física de un sistema (sustancia o un material) en función de la temperatura mientras se le somete a un programa de temperatura controlado. En el análisis térmico, los cambios de peso configuran la base de la termogravimetría.³¹

El TGA se define como la técnica en que se mide el peso de una muestra frente al tiempo o a la temperatura mientras se somete a un programa de temperatura controlado en una atmósfera especificada.³²

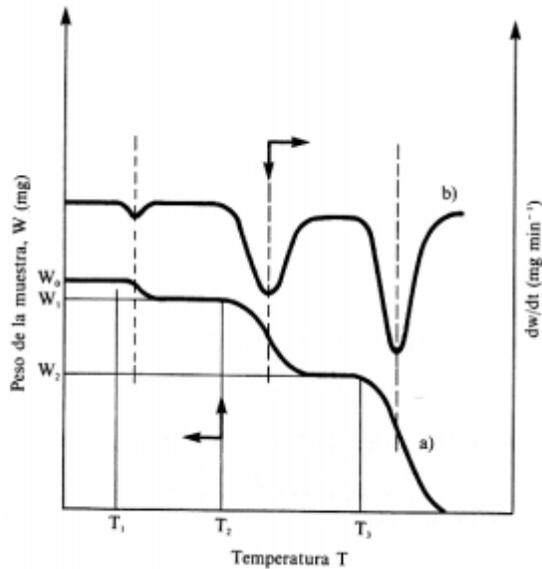
Lo habitual es que se produzca una pérdida de peso, pero también es posible que halla una ganancia.³²

Los métodos termogravimétricos están limitados por las reacciones de descomposición y de oxidación, sólo permite detectar procesos en los que se produce una variación de peso tales como sublimaciones, reducción o absorción.³²

En un análisis termogravimétrico se registra, de manera continua, la masa de una muestra colocada en una atmósfera controlada, en función de la temperatura, o bien en función del tiempo.³¹

a) En el primer caso (experimento dinámico) la temperatura de la muestra va aumentando de manera controlada.³¹

b) En el segundo (experimento isoterma), la temperatura se mantiene constante durante todo el experimento. La representación de la masa o del porcentaje de masa en función del tiempo o de la temperatura se denomina termograma o curva de descomposición térmica.³¹



a) Experimento dinámico) Experimento isoterma

El intervalo de temperaturas de la mayoría de los hornos que se usan en termogravimetría va desde la temperatura ambiente hasta 1500 °C.³¹

Para evitar la transferencia de calor a la balanza es necesario aislar y refrigerar el exterior del horno. Normalmente se utiliza nitrógeno y argón para purgar el horno y prevenir la oxidación de la muestra³¹

Entre las aplicaciones más importantes de los métodos termogravimétricos se encuentra el estudio de polímeros. Los termograma proporcionan información sobre los mecanismos de descomposición de diversas preparaciones poliméricas. Además, los modelos de descomposición son característicos de cada tipo de polímero y, en algunos casos, pueden ser utilizados con finalidades de identificación.³¹

PRUEBAS FÍSICAS

Tiempo de fraguado

El tiempo de fraguado neto indica el periodo de tiempo, medido desde el inicio del mezclado, durante el cual es posible manipular un material dental sin un efecto adverso sobre sus propiedades.³³

Espesor de película

Los recubrimientos sobre todo tipo de materiales tienen dos objetivos básicos, proteger y/o añadir cualidades al material base recubierta. Estas características sólo se pueden garantizar con los espesores adecuados.

Sorción y solubilidad

La sorción de agua es un proceso de difusión controlada dentro de una matriz que puede conllevar a su degradación y la ruptura en tres sus uniones. Además, se puede producir la liberación o disolución de partículas del relleno, iones y sustancias orgánicas; este fenómeno produce una disminución del peso, y se denomina solubilidad.

Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambio dimensional en los materiales, pueden afectar a sus propiedades mecánicas.³⁴

Medida de la acidez (pH)

Prueba utilizada para medir y conocer la acidez o alcalinidad de una solución, en términos de la actividad de los iones de Hidrogeno.

Fluidez

Esta prueba es realizada a los polímeros para medir su resistencia al flujo (viscosidad), se define como la cantidad de material que fluye al mantener una presión constante.³⁵

PRUEBAS MECÁNICAS

Compresión

Las pruebas mecánicas son pruebas destructivas en las que los materiales son sometidos a esfuerzos mediante la aplicación de una fuerza externa hasta su deformación y/o ruptura, para determinar sus propiedades de dureza y fragilidad.³⁵

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El uso de estereolitografía en odontología ha sido un avance tecnológico como técnica de diagnóstico; permitiendo observar las estructuras anatómicas del paciente de forma directa, logrando una mejor planificación de tratamiento, reduciendo tiempos quirúrgicos y mejorando el pronóstico en los tratamientos empleados.

Sin embargo, el material empleado para procedimiento es muy costoso; lo cual significa un gasto elevado tanto para la institución como para el paciente.

JUSTIFICACIÓN

Los materiales comerciales que se emplean para el uso de estereolitografía son de costos elevados, lo cual genera costos a las instituciones que los emplean que repercuten directamente en los costos de los tratamientos de los pacientes.

El presente trabajo se centra en el estudio y análisis comparativo de dos materiales empleados para el uso de estereolitografía, esto a través de su caracterización.

Una vez obtenidos los resultados de la caracterización se pretende tener la alternativa de un nuevo material para uso en el equipo de estereolitografía que implique un menor costo.

HIPÓTESIS

Las pruebas físicas y mecánicas de los materiales propuestos obtendrán valores similares a los materiales comerciales utilizados en el equipo de estereolitografía.

OBJETIVO GENERAL

Determinar las características de los materiales empleados en la estereolitografía.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Encontrar las características físicas y mecánicas de dos polvos (viejo y nuevo) y del líquido utilizado en estereolitografía.
- Comparar las características entre el polvo viejo y el polvo nuevo.
- Preparar las mezclas con materiales propuestos en función de las características de los materiales comerciales.
- Comparar las características de las mezclas propuestas con las características de los materiales comerciales.
- Establecer los componentes para el material propuesto (polvo y líquido) para su uso en estereolitografía.

METODOLOGÍA

PRUEBAS FÍSICAS

Se utilizaron métodos de preparación de muestras indicadas por American Dental Association (ADA) para la obtención de tiempo de fraguado, espesor de película, sorción y solubilidad, medición de acidez (pH), fluidez y propiedades mecánicas.

TIEMPO DE FRAGUADO ²⁹

MATERIALES

- Cámara de temperatura y humedad controlada ($37\pm 1^{\circ}\text{C}$; 90% humedad) (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA).
- Indentador de 1 mm de diámetro con una masa de 400 g.
- Cronómetro con precisión de 1s
- Balanza analítica (Boeco, USA)



Figura 1. Materiales y equipo usados para prueba de tiempo de fraguado.



Figura 2. Cámara de temperatura y humedad controlada a $37\pm 1^\circ\text{C}$ (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA).

RELACIÓN POLVO – LÍQUIDO

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DEL CONJUNTO “POLVO VIEJO Y POLVO NUEVO”.²⁹

Para empezar con los diferentes tipos de pruebas fue necesario encontrar la relación polvo viejo–líquido denominado “complejo viejo” como del polvo nuevo–líquido denominado “complejo nuevo”, por lo cual se usaron diferentes proporciones. Tabla 1.

Tabla 1. Relaciones polvo/líquido usadas para obtener las muestras usadas en las pruebas.

PROPORCIÓN	POLVO VIEJO	POLVO NUEVO	LIQUIDO
1:1	1g	1g	1.00g
2:1	1g	1g	0.50g
3:1	1g	1g	0.33g
3:2	1g	1g	0.66g
1:5	1g	1g	1.20g
1:6	0.8g	0.8g	1.00g

- Se colocó polvo en una loseta rectangular y se le añadió el líquido, Figura 3. Se mezcló usando espátula durante 30 segundos, hasta quedar homogéneos. Figura 4.

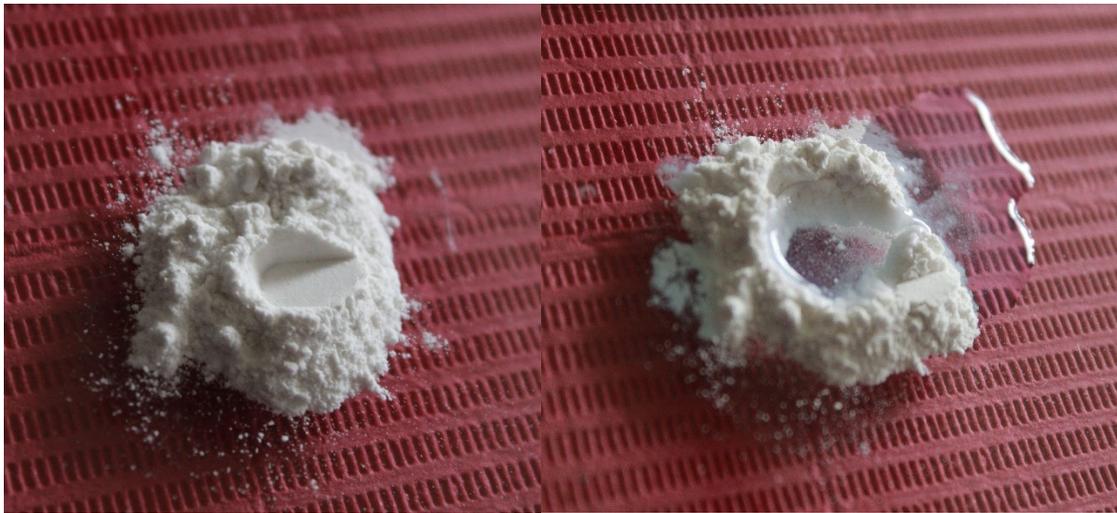


Figura 3. Polvo y líquido a mezclar.



Figura 4. Material mezclado en forma homogénea.

- Se colocó el molde de metal de 10 x 8 x 2 mm sobre la lámina antiadherente y se llenó con la mezcla del polvo y el líquido. Figura 5.

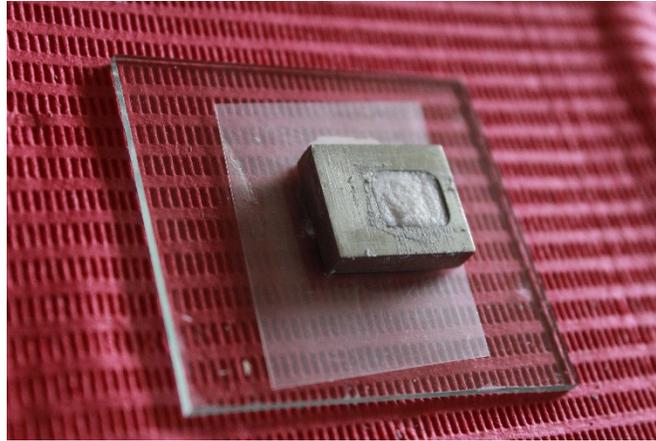


Figura 5. Molde llenado con el material de estudio.

- Sesenta segundos después del final de la mezcla se colocó el conjunto compuesto por el molde de metal, la lámina antiadherente y muestra del material dentro de la cámara de temperatura y humedad controlada a 37 °C y 90% de humedad (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA).



Figura 6. Molde con material dentro de la cámara de humedad y temperatura controlada.

- Noventa segundos después del final de la mezcla se bajó el Indentador (400 g de masa y 1mm de diámetro) verticalmente sobre la superficie del material (Figura 7) para determinar el tiempo de fraguado. Se repitieron las indentaciones hasta que la aguja no produjo ninguna marca circular completa en la mezcla. Se limpió la aguja entre las indentaciones.

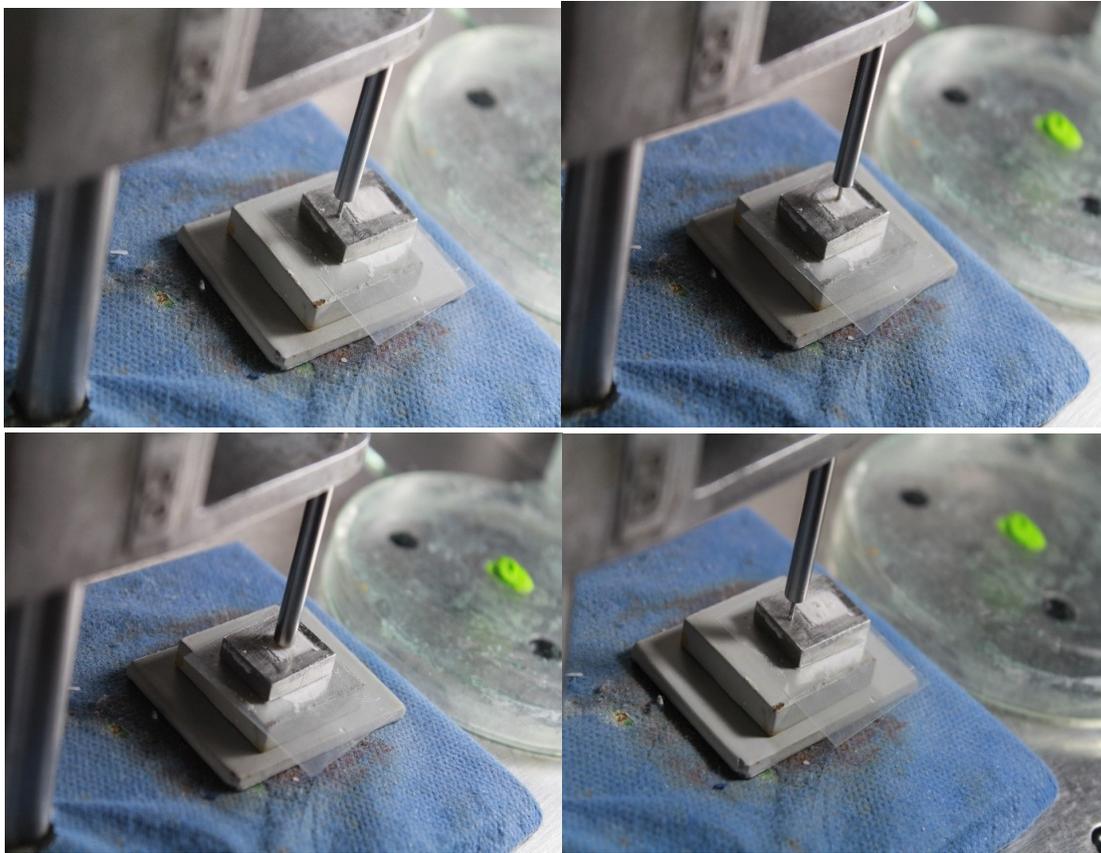


Figura 7. Indentación del material de estudio.

- Se registró el tiempo de fraguado como el tiempo transcurrido entre el final de la mezcla y el momento en que la aguja deja de hacer una marca circular completa en la mezcla.
- Una vez que ya la aguja no hizo marca sobre el material éste se retiró del molde de metal, verificando la facilidad con la que salió.
- Este procedimiento se realizó 5 veces tanto para el complejo “viejo” como para el “nuevo”.



Figura 8. Material retirado del molde mostrando las diferentes marcas.

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DEL CONJUNTO “COMPLEJO CANDIDATO”

Para la elaboración de las muestras de este complejo se utilizó el mismo procedimiento que para los complejos anteriores, se usaron diferentes materiales “candidatos” para el mezclado. Tabla 2.

Tabla 2. Materiales propuestos usando la proporción 1.00; 0.66 y sus proporciones:

1	Yeso tipo IV	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
2	Yeso tipo IV	1.00g
	Poliácido acrílico	1.00g
3	Yeso tipo IV	1.00g
	Poliácido acrílico	0.88g
4	Ionómero de Vidrio	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
5	Ionómero de Vidrio	1.00g
	Poliácido acrílico	0.50g
6	Ionómero de Vidrio	1.00g
	Poliácido acrílico	1.00g
7	Hidróxido de Aluminio	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
8	Óxido de Aluminio	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
9	Sulfato de Magnesio	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
10	Cemento Portland	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
11	Cemento Portland	1.00g
	Poliácido acrílico	1.00g
12	Óxido de Zinc	1.00g
	Poliácido acrílico	0.66g
13	Yeso tipo IV	0.50g
	Óxido de Zinc	0.50g
	Poliácido acrílico	0.66g
14	Yeso tipo IV	0.45g
	Óxido de Zinc	0.55g
	Poliácido acrílico	0.66g

15	Yeso tipo IV	0.40g
	Óxido de Zinc	0.60g
	Poliácido acrílico	0.66g
16	Yeso tipo IV	0.35g
	Óxido de Zinc	0.65g
	Poliácido acrílico	0.66g
17	Yeso tipo IV	0.30g
	Óxido de Zinc	0.70g
	Poliácido acrílico	0.66g
18	Yeso tipo IV	0.25g
	Óxido de Zinc	0.75g
	Poliácido acrílico	0.66g
19	Yeso tipo IV	0.20g
	Óxido de Zinc	0.80g
20	Poliácido acrílico	0.66g
	Yeso tipo IV	0.375g
	Óxido de Zinc	0.625g
	Poliácido acrílico	0.660g

Tabla 3. Cantidades polvo/líquido para prueba de espesor de película.

	Material	Masa
Complejo viejo	Polvo viejo	0.250g
	Líquido comercial	0.165g
Complejo nuevo	Polvo nuevo	0.250g
	Líquido comercial	0.165g
Proporción 3:2	Yeso tipo IV	0.150g
	Óxido de Zinc	0.100g
	Poliácido acrílico	0.165g

PROCEDIMIENTO

- Se midió el espesor combinado de las dos placas de vidrio en contacto a las cuales se les colocó una marca con marcador permanente para poder verificar que posteriormente estén tal y como se midieron, esta medición se designó como medición A. Figura 10.



Figura 10. Medición de ambos vidrios.

- Se retiró la placa superior y se colocó la mezcla (polvo y líquido) en el centro de la placa inferior. Figura 11.



Figura 11. Material antes de colocar el vidrio superior.

- Posteriormente se colocó nuevamente la placa superior sobre la placa inferior.
- Se aseguró que la mezcla llenó completamente el espacio entre las placas de vidrio.
- Ambos vidrios y el material de prueba se colocaron en el interior de la caja metálica y se colocó en el dispositivo de carga, mediante el cual se generó una fuerza de 15kg. Figura 12.

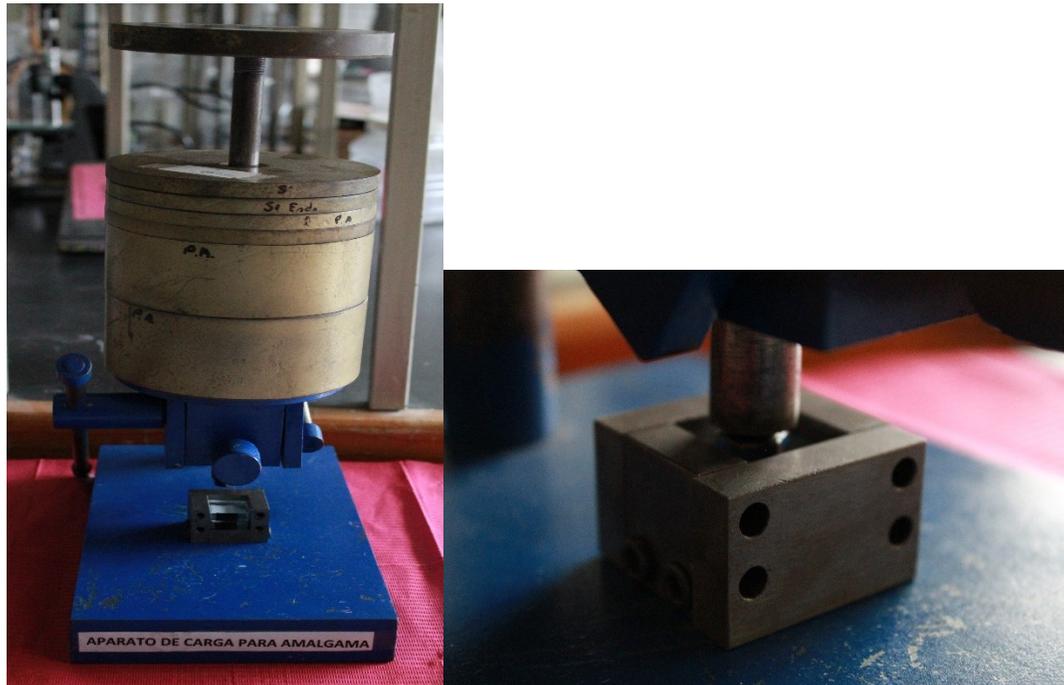


Figura 12. Dispositivo de carga y caja metálica.

- Después de 10 minutos desde la aplicación de la fuerza, se retiraron las placas del dispositivo de carga (Figura 13) y se midió el espesor combinado de las dos placas de vidrio y la película de la mezcla, a esta medición se le designó como medición B. (Figura 14).

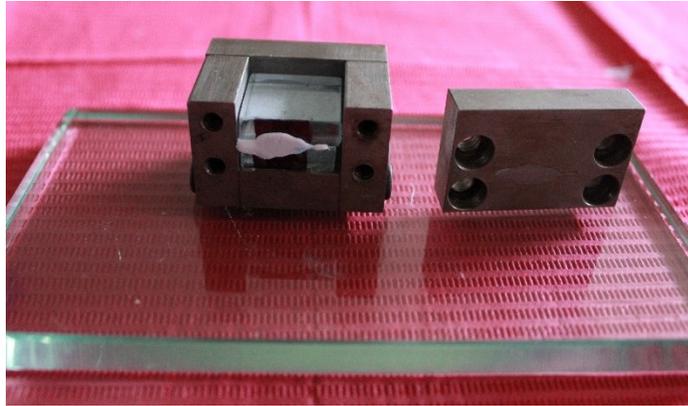


Figura 13. Material después de haber retirado la fuerza de 15kg.



Figura 14. Medición después de la aplicación de carga.

- Se registró la diferencia de espesores de las placas con y sin la película de cemento (lectura B - lectura A) lo cual dio el espesor de la película.
- Cada complejo fue repetido 5 veces, para posteriormente sacar el promedio de estas mediciones.

SORCION Y SOLUBILIDAD

Esta prueba usó el método de preparación de muestras de la norma 66 de la American Dental Association (ADA).³⁴

MATERIALES

- Molde para la preparación de los discos del espécimen con diámetro de 15 mm y un grosor de 0.5 mm.
- Película transparente a la radiación activadora con un grosor de 50 μm .
- Micrómetro con una precisión de 0.01mm (Mitutoyo, Japón)
- Alambre
- Dos frascos de vidrio de boca ancha con tapadera
- Dos desecadores que contengan cloruro de calcio anhidro o gel de sílice recientemente desecado durante 5h a 130 °C.
- Cámara de temperatura y humedad controlada a $37\pm 1^\circ\text{C}$ (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA).
- Estufa de temperatura controlada ($37\pm 1^\circ\text{C}$) (Felisa, México).
- Balanza analítica (Boeco, USA)
- Horno (Furnace 1500, USA)

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DE LOS CONJUNTOS “COMPLEJO VIEJO”, “COMPLEJO NUEVO” Y “COMPLEJO CANDIDATO”

Para esta prueba se usó la masa indicada en la Tabla 4.

Tabla 4. Relaciones usadas para determinar sorción y solubilidad.

	Material	Masa
Complejo viejo	Polvo viejo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Complejo nuevo	Polvo nuevo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Proporción 3:2	Yeso tipo IV	0.400g
	Óxido de Zinc	0.600g
	Poliácido acrílico	0.660g

PROCEDIMIENTO

- Se colocaron las cantidades de polvo–liquido sobre la loseta de vidrio y se espatuló durante 30 segundos, hasta crear una mezcla homogénea.
- Se colocó petrolato en el molde para facilitar su posterior salida.
- Se sobrellenó ligeramente el molde con el material preparado.
- Se colocó un pedazo de película sobre el material que se encuentra en el molde y se cubre con el portaobjetos de vidrio, eliminando de este modo el material en exceso.
- Se colocó el conjunto dentro de la estufa de temperatura y humedad controlada para que este pudiera reaccionar (fragar) durante 24 horas.
- Se prepararon cinco discos de la misma manera.
- 24 horas después se retiró el disco del molde. Figura 15.

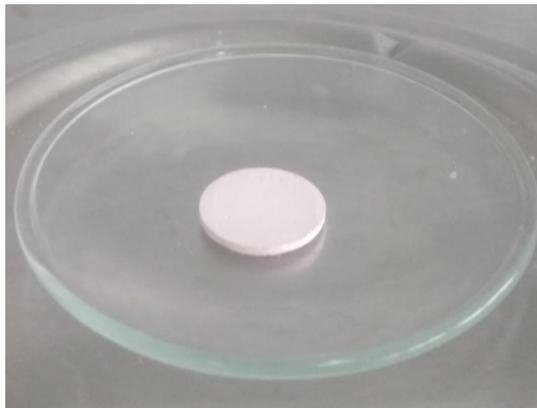


Figura 15. Muestra para sorción y solubilidad.

- Después de que los especímenes hayan sido retirados del molde, se pesaron y se transfirieron al desecador, manteniéndolos a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ durante $24\pm 1\text{h}$. Figura 16.



Figura 16. Desecador con las muestras en el interior.

- Transcurridas 24 horas las muestras se pesaron.
- Se repetirá este ciclo hasta que se obtenga una masa constante, es decir, hasta que la masa perdida de cada espécimen no sea mayor a 0.2mg (0.0002g).
- Una vez obtenidas las muestras se realizó con ayuda de un alambre delgado un gancho para sujetar cada una de las muestras.
- Se pesó el gancho junto con la muestra. Figura 17.



Figura 17. Muestras con el gancho para sujetar en los frascos y estén en contacto con el agua.

- En un frasco de vidrio de boca ancha se midieron 50 mL de agua destilada e inmediatamente se sumergieron las muestras suspendidos por el alambre, dos muestras en cada frasco, verificando que la muestra no tocara ni se apoyara contra ningún lado del frasco. Figura 18.



Figura 18. Muestras sumergidas en el agua destilada.

- Se cerró y etiquetó el frasco de vidrio y se introdujo en la Estufa de temperatura controlada a 37°C (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA), durante 23 h.
- Pasado este tiempo se retiraron los frascos de la estufa y se sacaron las muestras inmersas en agua.
- Los frascos de vidrio se volvieron a cerrar y se llevaron al horno (1500 Furnace, USA) a una temperatura de 100°C durante 23h.
- Transcurrido el tiempo los frascos se retiraron de la estufa y se pesaron. Figura 19.
- Los frascos se lavaron completamente y fueron colocados en el horno 1500 Furnace a una temperatura de 100°C durante 23h.
- Una vez pasado el tiempo se retiraron y fueron pesados.
- La diferencia entre la masa de los frascos antes y después de estar en el horno a 100°C, representa la masa disuelta del material de prueba.



Figura 19. Pesado de los frascos vacíos y después de permanecer en el horno a 100°C.

MEDICIÓN DE pH³⁷

MATERIALES

- Potenciómetro (Oakton 500. USA)



Figura 20. Potenciómetro (Oakton 500 .USA).



Figura 21. Materiales utilizados para la prueba de pH.

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DE LOS CONJUNTOS “COMPLEJO VIEJO”, “COMPLEJO NUEVO” Y “COMPLEJO CANDIDATO”

Para esta prueba se usó la masa indicada en la Tabla 5.

Tabla 5. Masas usadas para determinar la acidez (pH) de los líquidos para la preparación de las muestras.

Material	Masa
Polvo viejo	4g
Agua desionizada	25g
Polvo nuevo	4g
Agua desionizada	25g
Líquido comercial	25g
Agua desionizada	25g
Yeso tipo IV	4g
Agua desionizada	25g
Óxido de Zinc	4g
Agua desionizada	25g
Poliácido acrílico	25g

PROCEDIMIENTO

- Se colocó en un vaso de precipitados el polvo que fueron disueltos en agua desionizada mientras se mezclan con una espátula. Figura 22.
- Una vez que está homogénea la mezcla (Figura 22), se colocó en el potenciómetro para medir el pH (Figura 23).



Figura 22. Mezcla homogénea para medir el pH.

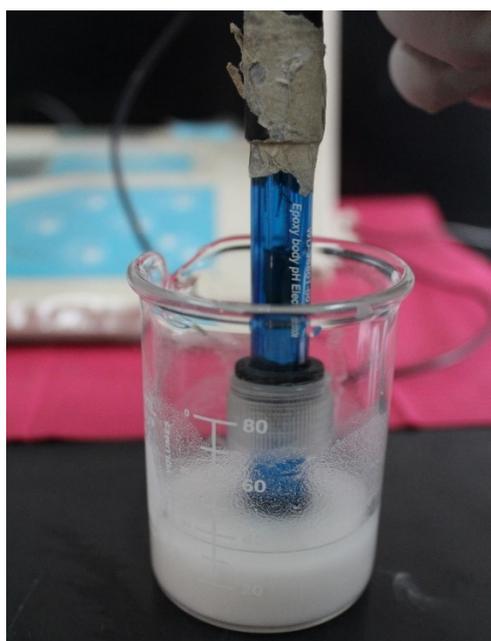


Figura 23. Medición de pH de la mezcla homogénea.

Este procedimiento se realizó con cada uno de los materiales tres veces, para posteriormente obtener un promedio.

PRUEBA MECANICA DE COMPRESIÓN ²⁹

Se utilizaron métodos de preparación de muestras indicadas por la American Dental Association (ADA) 96 para pruebas mecánicas de compresión:

MATERIALES

- Estufa de temperatura y humedad controlada a $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ (PolyScience modelo WD20A1 1B, USA).
- Moldes de metal de dimensiones de 6 mm de altura y 4 mm de diámetro.
- Micrómetro (Mitutoyo, Japón).
- Máquina universal de pruebas mecánicas (Instron 5567, USA).



Figura 24. Material utilizado para la prueba de compresión.



Figura 25. Máquina universal de pruebas mecánicas (Instron 5567, USA).

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DE LOS CONJUNTOS “COMPLEJO VIEJO”, “COMPLEJO NUEVO” Y “COMPLEJO CANDIDATO”

Para esta prueba se usó la masa indicada en la Tabla 6.

Tabla 6. Masas usadas para preparar muestras y determinar la resistencia a la compresión.

	Material	Masa
Complejo viejo	Polvo viejo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Complejo nuevo	Polvo nuevo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Proporción 3:2	Yeso tipo IV	0.400g
	Óxido de Zinc	0.600g
	Poliácido acrílico	0.660g

PROCEDIMIENTO ²⁹

- Se colocó en una loseta de vidrio gruesa el polvo y se mezcló durante 30 segundos junto con el líquido, hasta lograr una mezcla homogénea. Figura 26.

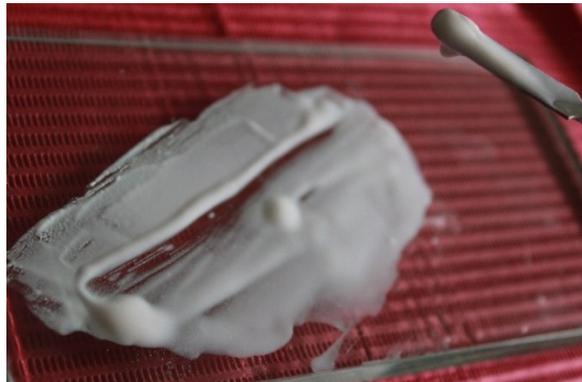


Figura 26. Mezcla del material lista para colocar en el molde.

- Se llenó el molde (Figura 27) en exceso con la mezcla.

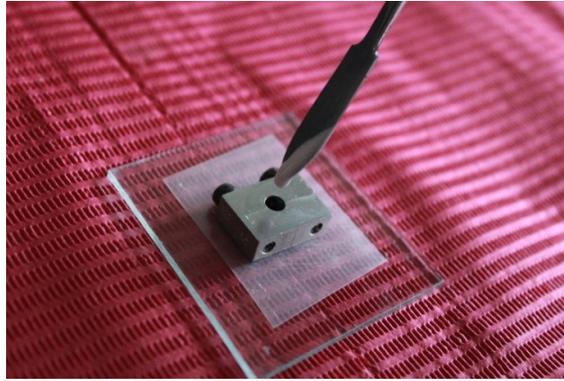


Figura 27. Molde para elaborar muestras de compresión.

- Se retiró el excedente del cemento extruido, colocando la placa de metal superior con posición sobre el molde (Figura 28), se transfirió todo el conjunto a la estufa de temperatura y humedad controlada a 37°C durante 24 h.

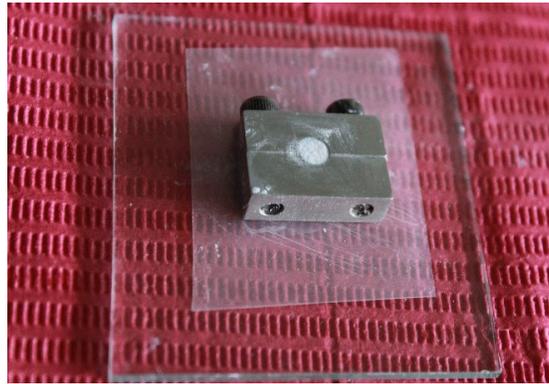


Figura 28. Molde junto con el material listo para ser colocado en la cámara de temperatura y humedad controlada.

Después de 24 horas se retiró de la estufa y se sacó la muestra del molde (Figura29)

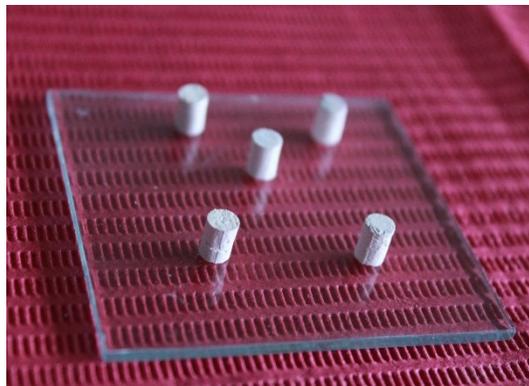


Figura 29. Muestras para prueba de compresión

- Se midió el diámetro (D) de cada muestra y la altura (h), usando el micrómetro. Figura 30.



Figura 30. Medición del diámetro.

- Se colocó cada muestra con los extremos planos entre las placas de la máquina de pruebas mecánicas y se aplicó una carga de compresión (1mm/min) a lo largo del eje longitudinal de la muestra. Figura 31.
- Se obtuvieron los valores de fuerza (F) en Newtons.
- Se calculó el área de prueba (A) como $3.1416D^2/4$. El resultado fue informado como mm^2 .
- Se calculó la resistencia en compresión de cada muestra como: F/A . El resultado se expresó en MPa.



Figura 31. Muestra fracturada por acción de la fuerza aplicada por la máquina de pruebas mecánicas.

Para esta prueba se realizaron 5 muestras de cada complejo.

FLUIDEZ³⁵

MATERIALES

- Tres losetas de vidrio gruesas.
- Espátula.
- Vidrio de reloj.
- Vaso de precipitados de 10mL.
- Gotero.
- Vernier (Mitutoyo, Japón).
- Peso de 0.999g.



Figura 32. Material utilizado para la prueba de fluidez.

La proporción que se utilizó de los complejos “viejo, nuevo y candidato” fue la misma, ya que posteriormente a su mezclado fueron pesados y solamente se usó de la mezcla 0.25g.

Para esta prueba se usó la proporción indicada en la Tabla 7.

Tabla 7. Relaciones usadas para determinar la fluidez de las muestras.

	Material	Masa
Complejo viejo	Polvo viejo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Complejo nuevo	Polvo nuevo	1.000g
	Líquido comercial	0.660g
Proporción 3:2	Yeso tipo IV	0.400g
	Óxido de Zinc	0.600g
	Poliácido acrílico	0.660g

PROCEDIMIENTO

- Se colocó el polvo en la loseta, se vertió el líquido sobre él y se realizó el mezclado con la espátula durante 30 segundos.
- En una loseta se pesaron 0.25g de la mezcla preparada. Figura 33.



Figura 33. Pesado de la mezcla sobre la loseta.

- Sobre esta loseta se colocó otra loseta de vidrio (Figura 34) y sobre este complejo se colocó el peso de 0.9995g, durante un lapso de 60 segundos, (Figura 35).



Figura 34. Loquetas con la mezcla.



Figura 35. Conjunto loquetas-mezcla pesa.

- Transcurrido este tiempo se quitó el peso y con el vernier se midió el largo y ancho de la mezcla que se encontraba entre las losetas de vidrio. Figura 36.



Figura 36. Medición de la muestra una vez concluido 60 segundos.

Esta prueba se realizó tres veces por cada complejo.

ANÁLISIS DE ESPECTRO INFRARROJO

Los análisis de espectroscopia en la región del infrarrojo se efectuaron en un instrumento Thermo Scientific, modelo Nicolet 6700 equipado con un accesorio Attenuated Total Reflection (ATR) Smart Orbit. Los análisis fueron realizados en el intervalo de números de onda de 4000 a 400 cm^{-1} con 32 barridos. Para este estudio las muestras (polvos y líquidos) fueron colocadas en el porta-muestras del instrumento.

Los espectros en la región del infrarrojo fueron usados para observar las bandas características de los polvos y del líquido.



Figura 37. Thermo Scientific modelo Nicolet 6700



Figura 38. Portamuestras de la cámara

ANÁLISIS TERMOGRAVIMÉTRICO (TGA)

Los estudios de TGA se realizaron en un equipo TA Instruments, modelo TAGQ 5000 IR. Los análisis se realizaron usando portamuestras de alúmina y atmósfera de nitrógeno, en el rango de temperatura ambiente a 650°C con una velocidad de calentamiento de 10°C/min con masas de alrededor de 6 mg.



Figura 39. Equipo TA Instruments modelo TAGQ 5000 IR

RESULTADOS

TIEMPO DE FRAGUADO

RELACIÓN POLVO-LÍQUIDO

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de acuerdo a las diferentes proporciones propuestas en la Tabla 8:

De acuerdo a lo establecido por ADA 96 se realizaron indentaciones cada 15 y 30 segundos, sin embargo, ninguna de las proporciones establecidas fraguó completamente en un lapso de 7 horas, es decir sin dejar ninguna marca (indentación).

Al transcurrir 24 horas las proporciones 1:1, 2:1, 3:1, 1:5 y 1:6 no fraguaron, al ser retiradas del molde se rompieron, Figura 40.



Figura 40. Muestras fracturadas después de 24 h.

PROPORCIÓN 3:2

En un lapso de 3 horas mostró fraguado superficial. Pasadas 6 horas se retiró del molde para verificar el fraguado; únicamente la capa superficial estaba fraguada, el resto de la muestra seguía en estado de migajón, desprendiéndose así de la capa superficial. Figura 41.



Figura 41. Muestra de la relación 3:2. Parte que consiguió fraguar después de 6 h.

Después de 24 horas, la muestra fue retirada del molde de metal con facilidad, al ser indentada no hizo marca señal de fraguado total. Este comportamiento se presentó en todas las muestras de los complejos “viejo” como “nuevo”. Figura 42.



Figura 42. Muestra de relación 3:2 fraguada después de 24h.

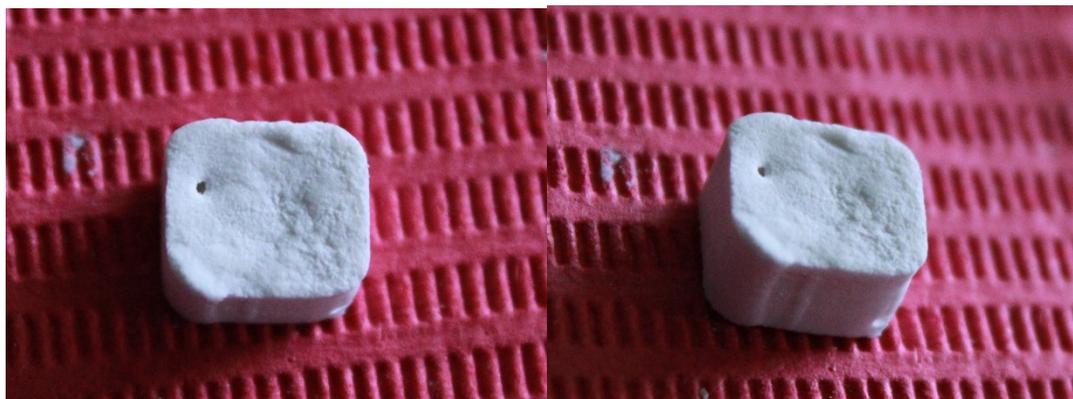
Después del análisis de evidencias de fraguado de las diferentes relaciones, se estableció como relación polvo-líquido para continuar el estudio, 3 partes de polvo (1.00g) por 2 partes de líquido de referencia (0.66g).

Se preparó un conjunto de “complejo viejo y nuevo” con la variante de no someter el material a temperatura y humedad controlada. Transcurridas 24 horas, las muestras no fraguaron. Lo cual demuestra que es necesario la humedad para poder llevar a cabo la reacción.

**El tiempo de fraguado establecido fue de 24 horas usando
una relación polvo:líquido de 3:2.**

PREPARACIÓN DE MUESTRAS DEL CONJUNTO “COMPLEJO CANDIDATO”

Para la elección de los materiales que fueron usados para preparar el complejo candidato se estimó que estos fraguarían lo más parecido a los complejos viejo y nuevo, tanto en relación polvo:líquido como en tiempo.



RESULTADOS “COMPLEJO CANDIDATO”

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en cada una de los materiales y las proporciones de la Tabla 8.

1. **YESO TIPO IV 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 0.66g**

El material fraguó a los 40 minutos, sin embargo, cuando fue retirado del molde por dentro aún no fraguaba. Por lo cual solo fraguó superficialmente.

2. **YESO TIPO IV 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 1.00g**

Debido a la cantidad de Poli Acido-Acrílico, la mezcla empezó a escurrir por debajo del molde, lo que hizo que la muestra fuera de menor tamaño. A los 45 minutos comenzó a fraguar. Después de 3 horas aún marcaba indentaciones. Pasadas 24 horas, la indentación era casi imperceptible, sin embargo, al momento de retirar la muestra del molde ésta se fracturó, ya que no salía con facilidad.

3. **YESO TIPO IV 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 0.88g**

Pasadas 24 horas no dejaba indentación, al momento de sacar la muestra ésta se tuvo que fracturar ya que no salía con facilidad.

4. **IONOMERO DE VIDRIO 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 0.66g**

A los 42 minutos la muestra estaba completamente fraguada, se sacó 24 horas después y se observó que salía con mucha facilidad (Figura 43) lo cual mostraba contracción, pasadas 48 horas, la muestra se fracturó, Figura 44.

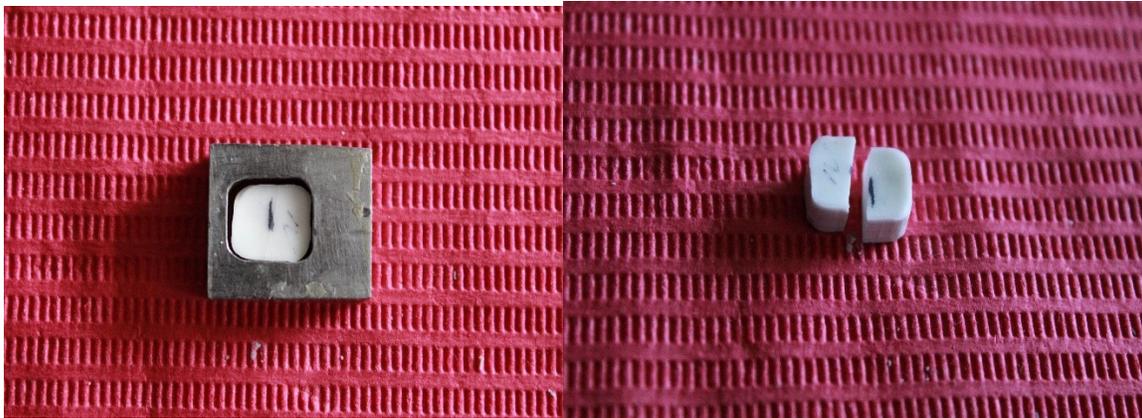


Figura 43. Muestra 24 horas después. Figura 44. 48 horas después.

5. IONOMERO DE VIDRIO 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 0.50g

La muestra fraguó completamente a los 40 minutos, mostró contracción y se fracturó pasadas 24 horas. Figura 45.



Figura 45. Muestra Ionómero de vidrio/poliácido acrílico fracturada después de 24h.

6. IONOMERO DE VIDRIO 1.00g Y POLIÁCIDO ACRÍLICO 1.00g

La muestra fraguó completamente a los 40 minutos, sin dejar indentaciones; sin embargo podemos observar que la muestra sufrió contracción.

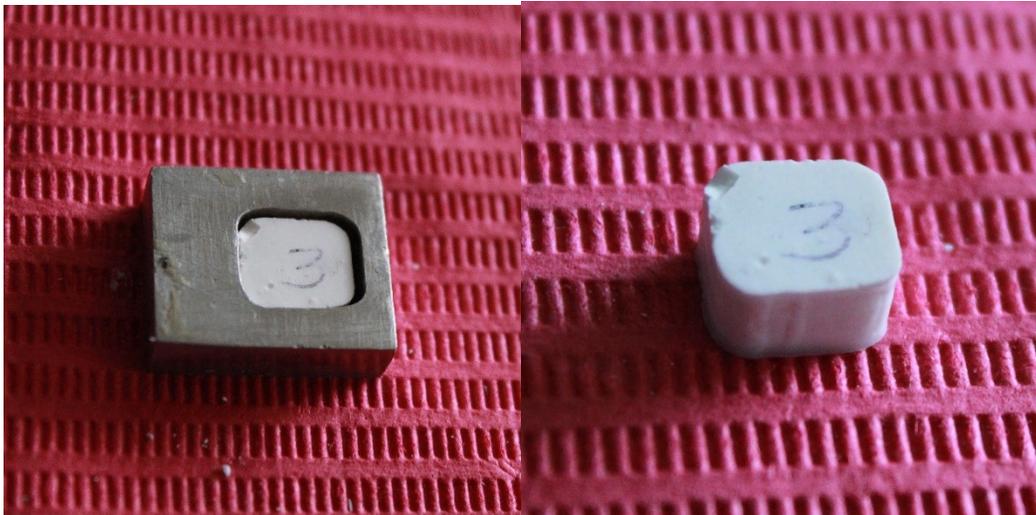


Figura 46. Muestra Ionómero de vidrio/poliácido acrílico.

7. **HIDROXIDO DE ALUMINIO 1.00g Y POLI ACIDO ACRILICO 0.66g**

Transcurridas 24 horas, la muestra no fraguó.

8. **OXIDO DE ALUMINIO 1.00g Y POLI ACIDO ACRILICO 0.66g**

Transcurridas 24 horas, la muestra no fraguó.

9. **SULFATO DE MAGNESIO 1.00g Y POLI ACIDO ACRILICO 0.66g**

Transcurridas 24 horas, la muestra no fraguó.

10. **CEMENTO PORTLAND 1.00g Y POLI ACIDO ACRÍLICO 0.66g**

¡A las 3 horas al indentar dejaba una leve marca.

A las 24 horas no dejó ninguna indentación, al momento de sacar del molde, se fracturó.

11. **CEMENTO PORTLAND 1.00g Y POLI ACIDO ACRILICO 1g**

A las 24 horas no dejó ninguna indentación, al momento de sacar del molde, se fracturó.

12. **OXIDO DE ZINC 1.00g Y POLI ACIDO ACRILICO 0.66g**

En 1 ½ horas fraguó sin dejar indentación, salió con facilidad, pero al ser presionado con los dedos se fracturó. Figura 47.



Figura 47. Muestra óxido de zinc/poliácido acrílico después de 90 minutos.

13. YESO TIPO IV 0.50g –OXIDO DE ZINC 0.50g –POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

Se colocó yeso a la muestra de Óxido de Zinc, ya que el yeso se fracturaba al salir del molde al ser muy duro y el óxido de Zinc se fracturaba al faltarle dureza. A los 20 minutos la muestra indentó muy poco. Pasadas 3 horas la muestra, no se podía sacar del molde, por lo cual se decidió esperar 24 horas. A las 24 horas, la muestra no salía del molde, tenía que someterse a una fuerza externa que ocasionaba que la misma tuviera pérdida de material. Por lo cual se decidió agregar más Óxido de Zinc para quitar dureza.

14. YESO TIPO IV 0.45g–OXIDO DE ZINC 0.55g –POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

La prueba no salió del molde, ni se fracturo pero se tuvo que aplicar mucha fuerza para poder sacarlo. Figura 48.

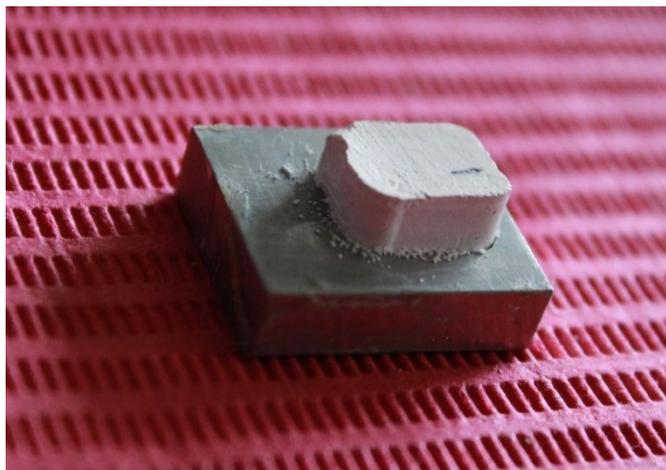
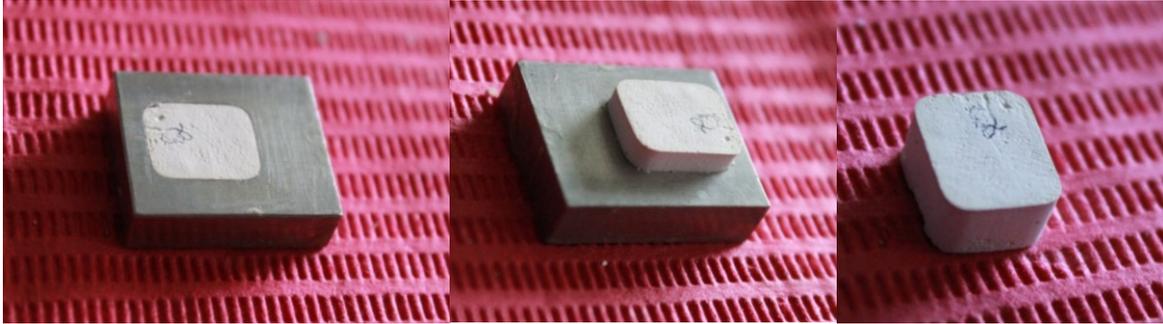


Figura 48. Muestra de yeso/óxido de zinc/poliácido acrílico

15. YESO TIPO IV 0.40g –OXIDO DE ZINC 0.60g–POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

La muestra salió con facilidad, no se notó ninguna contracción y no se le aplicó ninguna fuerza externa. Figura 49.



a) Muestra dentro del molde b) Muestra saliendo del molde c) Muestra fuera del molde

Figura 49. Muestra de yeso tipo IV/óxido de zinc/poliácido acrílico

16. YESO TIPO IV 0.35g –OXIDO DE ZINC 0.65–POLI ACIDO ACRILICO 0.66g.

La muestra salió con facilidad del molde, se aplicó un poco de fuerza externa en la mitad de la muestra que se atoró ligeramente al salir. Figura 50.

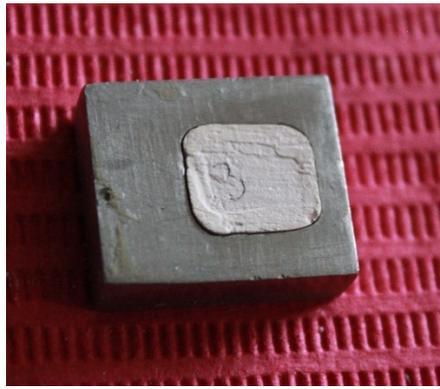


Figura 50. Muestra yeso/óxido de zinc/poliácido acrílico

17. YESO TIPO IV 0.30–OXIDO DE ZINC 0.70 –POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

La muestra mostró contracción por lo cual salió con facilidad del molde. Figura 51.



Figura 51. Muestra yeso/óxido de zinc/poliácido acrílico

18. YESO TIPO IV 0.25–OXIDO DE ZINC 0.75g–POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

Transcurridas 24 horas la muestra se contrajo por lo cual salió con extrema facilidad del molde. Figura 52.



Figura 52. Muestra yeso/óxido de zinc/poliácido acrílico

19. YESO TIPO IV 0.20–OXIDO DE ZINC 0.80g–POLI ACIDO ACRILICO 0.66g

Al levantar la muestra sin necesidad de tocarla se desprendió del molde. Figura 53.

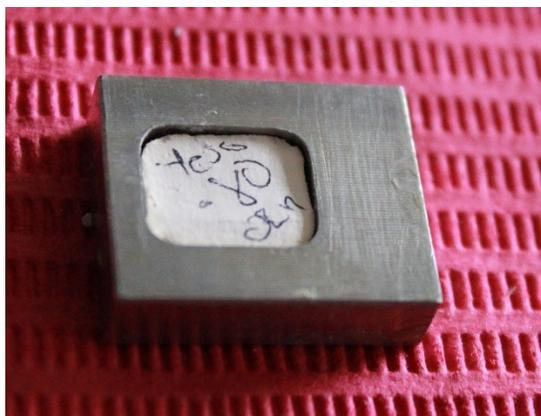


Figura 53. Muestra yeso/óxido de zinc/poliácido acrílico

20. YESO TIPO IV 0.375–ÓXIDO DE ZINC 0.625g–POLI ACIDO ACRILICO 0.660g

Las muestras con una cantidad de Óxido de Zinc de 0.60 y 0.65g fueron las más probables a ser usadas, por lo cual se obtuvo un promedio y se realizó una prueba con 0.625g de Óxido de Zinc.

SELECCIÓN DE LA MEJOR MUESTRA

La muestra salió con facilidad, pero había que ejercer un poco de presión. De acuerdo a estos datos se escogió como la mejor opción para el resto de las pruebas como el “complejo candidato” usando:

- ✓ **yeso tipo IV (0.40g),**
- ✓ **óxido de zinc (0.60g) y**
- ✓ **poli(ácido acrílico) (0.66g).**

ESPESOR DE PELICULA

En la Tabla 9 están expresados los valores de espesor de película de las diferentes muestras tanto complejo viejo, complejo nuevo y complejo candidato.

Tabla 9. Espesores de las diferentes muestras.

MATERIALES COMERCIALES:

COMPLEJO VIEJO

MUESTRA	LECTURA A	LECTURA B	LECTURA A (-) LECTURA B
1	11.79mm	11.87mm	0.08mm
2	11.79mm	11.86mm	0.07mm
3	11.77mm	11.86mm	0.09mm
4	11.78mm	11.85mm	0.07mm
5	11.79mm	11.85mm	0.06mm
6	11.53mm	11.60mm	0.07mm
7	11.50mm	11.57mm	0.07mm
8	11.50mm	11.57mm	0.07mm
9	11.49mm	11.56mm	0.07mm
10	11.49mm	11.57mm	0.08mm
PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR			0.073±0.008 mm

COMPLEJO NUEVO

MUESTRA	LECTURA A	LECTURA B	LECTURA A (-) LECTURA B
1	11.77mm	11.83mm	0.06mm
2	11.78mm	11.83mm	0.05mm
3	11.77mm	11.83mm	0.06mm
4	11.79mm	11.83mm	0.04mm
5	11.79mm	11.82mm	0.03mm
6	11.50mm	11.54mm	0.04mm
7	11.50mm	11.54mm	0.04mm
8	11.49mm	11.54mm	0.05mm
9	11.50mm	11.54mm	0.04mm
10	11.50mm	11.54mm	0.04mm
PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR			0.045±0.010 mm

COMPLEJO CANDIDATO

MUESTRA	LECTURA A	LECTURA B	LECTURA A (-) LECTURA B
1	11.70mm	11.82mm	0.12mm
2	11.70mm	11.83mm	0.13mm
3	11.70mm	11.83mm	0.13mm
4	11.70mm	11.81mm	0.11mm
5	11.70mm	11.83mm	0.13mm
PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR			0.124±0.010 mm

Las Figuras 54 a 56 muestran como quedaron los materiales una vez medido el espesor de película de cada material.



Figura 54. Espesor de película “Complejo viejo”

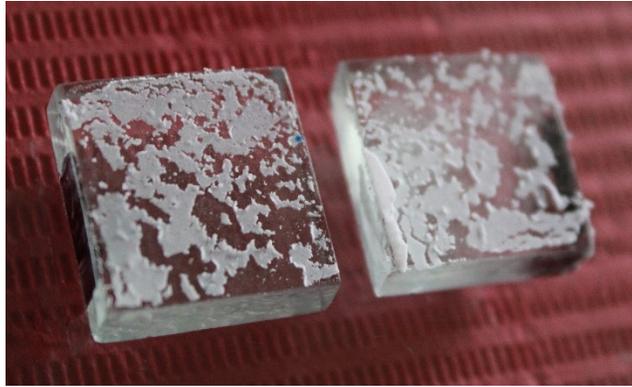


Figura 55. Espesor de película “Complejo nuevo”

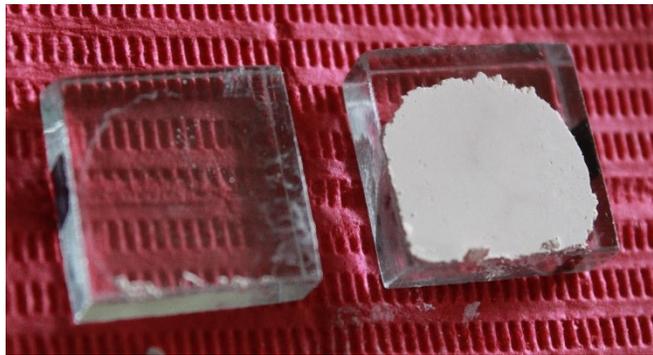


Figura 56. Espesor de película “Complejo candidato”

Los valores obtenidos por el promedio de los materiales comerciales indican que hay una notable diferencia entre los componentes de ambos, ya que el “complejo viejo” (0.072mm) tiene casi el doble de espesor de película que el “complejo nuevo” (0.042mm).

Así mismo se puede notar que el complejo candidato (1.24mm) es casi el doble del “complejo viejo” (0.072mm).

SORCIÓN Y SOLUBILIDAD

Complejo candidato

La Tabla 10. Representa los valores que se obtuvieron al restar el peso de los frascos sin lavar y una vez que fueron lavados.

	FRASCO 1 MUESTRAS 1 Y 2	FRASCO 2 MUESTRAS 3Y 4
FRASCOS SIN LAVAR – después de haber retirado las muestras del frasco en el horno y colocarlas en el agua dentro dell horno durante 23 h.	88.1702g	88.5651g
FRASCOS LAVADOS	88.0716g	88.4644g
Material insoluble	0.0986g	0.1007g
Promedio total		0.09965g
PROMEDIO DE CADA MUESTRA		0.0250 g

La diferencia entre la masa de los frascos antes y después de estar en el horno a 100°C, representa la masa disuelta del material de prueba en un lapso de 23 h.

Muestras para “Complejo viejo” y “Complejo nuevo”.

Las muestras que se realizaron de los complejos “viejo y nuevo” Figura 57 fueron realizadas bajo las mismas condiciones que el complejo candidato, sin embargo, no se pudieron obtener porque a las 24 horas el material no se había formado en forma de disco, seguía manteniéndose en estado de migajón.



Figura 57. Muestra de “Complejo nuevo” Muestra de “Complejo viejo”

MEDICIÓN DE pH

En la Tabla 11 están expresados los valores de acidez (pH) de las diferentes muestras estudiadas.

Tabla 11. Acidez de las diferentes muestras.

Material	Masa	pH
Polvo viejo	4g	6.22±0.01
Agua desionizada	25g	
Polvo nuevo	4g	4.46±0.03
Agua desionizada	25g	
Líquido comercial	25g	9.72±0.03
Agua desionizada	25g	6.11±0.01
Yeso tipo IV	4g	8.46±0.09
Agua desionizada	25g	
Óxido de Zinc	4g	8.07±0.04
Agua desionizada	25g	
Poliácido acrílico	25g	2.31±0.04

De acuerdo a estos resultados podemos observar que:

El polvo viejo posee un pH ácido.

El polvo nuevo posee un pH ácido.

El líquido comercial posee un pH alcalino.

El agua desionizada posee un pH ácido.

El yeso tipo IV posee un pH alcalino.

El Óxido de Zinc posee un pH alcalino.

El Poliácido acrílico posee un pH ácido.

PRUEBA MECÁNICA DE COMPRESIÓN

La Tabla 12 muestra los valores promedio y desviación estándar de los materiales probados en el ensaye de compresión.

Tabla 12. Resistencia a la compresión y módulo elástico de los diferentes materiales probados.

	Resistencia a la compresión	Módulo elástico en compresión
	MPa	MPa
Complejo viejo	4.01 (1.26)	809 (512)
Complejo nuevo	3.48 (0.94)	6754 (2004)
Complejo candidato	11.04 (4.33)	9248 (2701)

Existe una diferencia apreciable entre el complejo viejo y el complejo nuevo.

Se aprecia que la mezcla propuesta presenta una resistencia a la compresión entre 30 y 40% con respecto al material comercial.

PRUEBA DE FLUIDEZ

La tabla 13 presenta los valores de fluidez de las muestras y los materiales probados

Tabla 13. Valores promedio de la fluidez de los materiales de estudio

	Ancho	Largo
COMPLEJO CANDIDATO	23.57mm	22.83mm
	20.70mm	23.29mm
	22.91mm	18.94mm
Promedio y desviación estándar	22.39±1.50 mm	21.68±2.39 mm

	Ancho	Largo
COMPLEJO NUEVO	36.24mm	38.41mm
	37.37mm	34.79mm
	37.34mm	38.11mm
Promedio y desviación estándar	36.98±0.64 mm	37.10±2.01 mm

	Ancho	Largo
COMPLEJO VIEJO	34.62mm	36.70mm
	34.44mm	36.40mm
	35.63mm	37.02mm
Promedio y desviación estándar	34.90±0.64 mm	36.71±0.31 mm

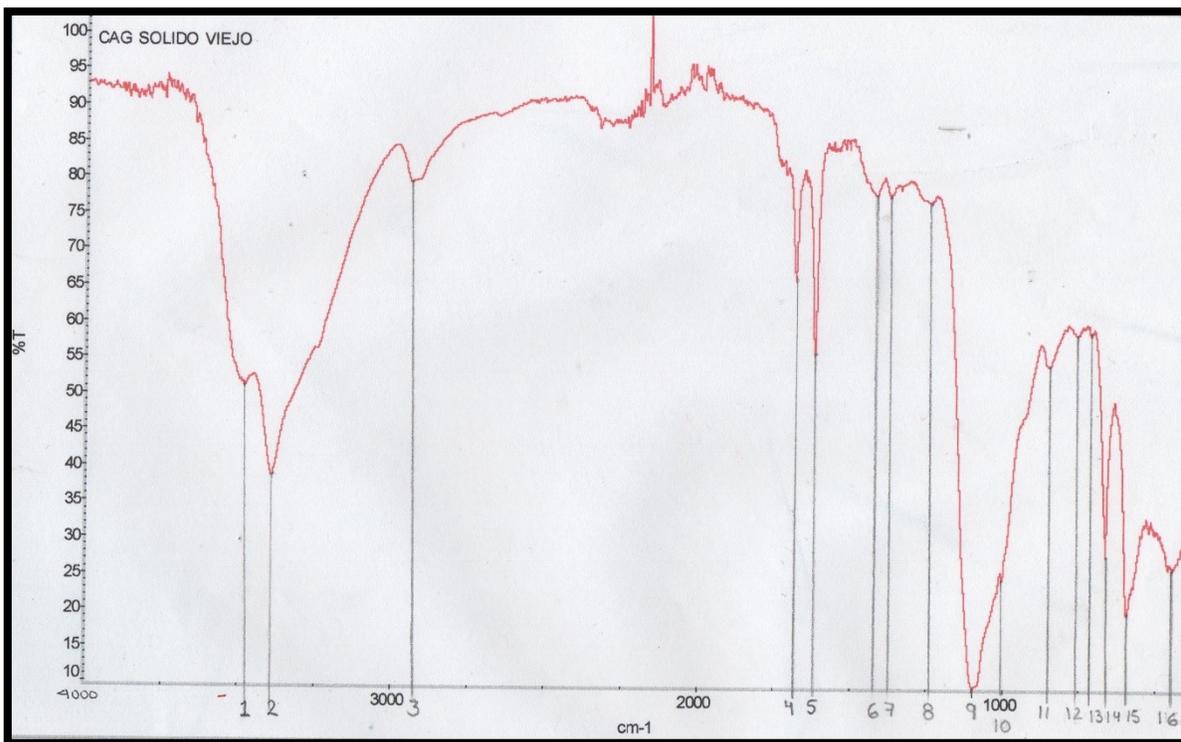
De acuerdo a los resultados de la prueba se observa que el complejo nuevo tiene mayor fluidez que el complejo viejo, esto es benéfico ya que las capas que se utilizan en el equipo de estereolitografía entre más delgadas más fina y precisa es la impresión.

Sin embargo, podemos observar 1/3 menor la fluidez del complejo "candidato" con respecto a los materiales comerciales.

ANÁLISIS DE ESPECTRO INFRARROJO (IR)

Muestra sólido viejo. (Complejo viejo)

El espectro IR comprendido entre 4000 y 450 cm^{-1} del sólido viejo se muestra en la gráfica 1. Se observan bandas bien definidas en:



Gráfica 1. Espectro IR del sólido viejo.

En la Tabla 14 se muestran las bandas que se usaron para comparar contra los espectros IR de la biblioteca del equipo IR.

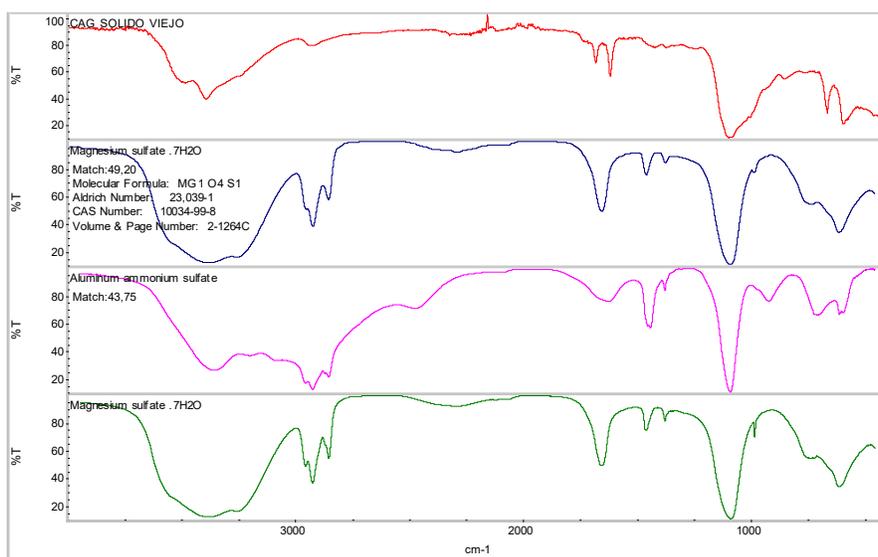
Tabla 14. Bandas del espectro de la gráfica 1.

BANDA	cm^{-1}
1	3,468
2	3,390
3	2,921
4	1,687
5	1,609
6	1,421
7	1,375
8	1,234
9	1,093
10	1,015

11	848
12	765
13	718
14	656
15	593
16	453

Comparación espectral.

La gráfica 2 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra y los espectros de la biblioteca del equipo IR.

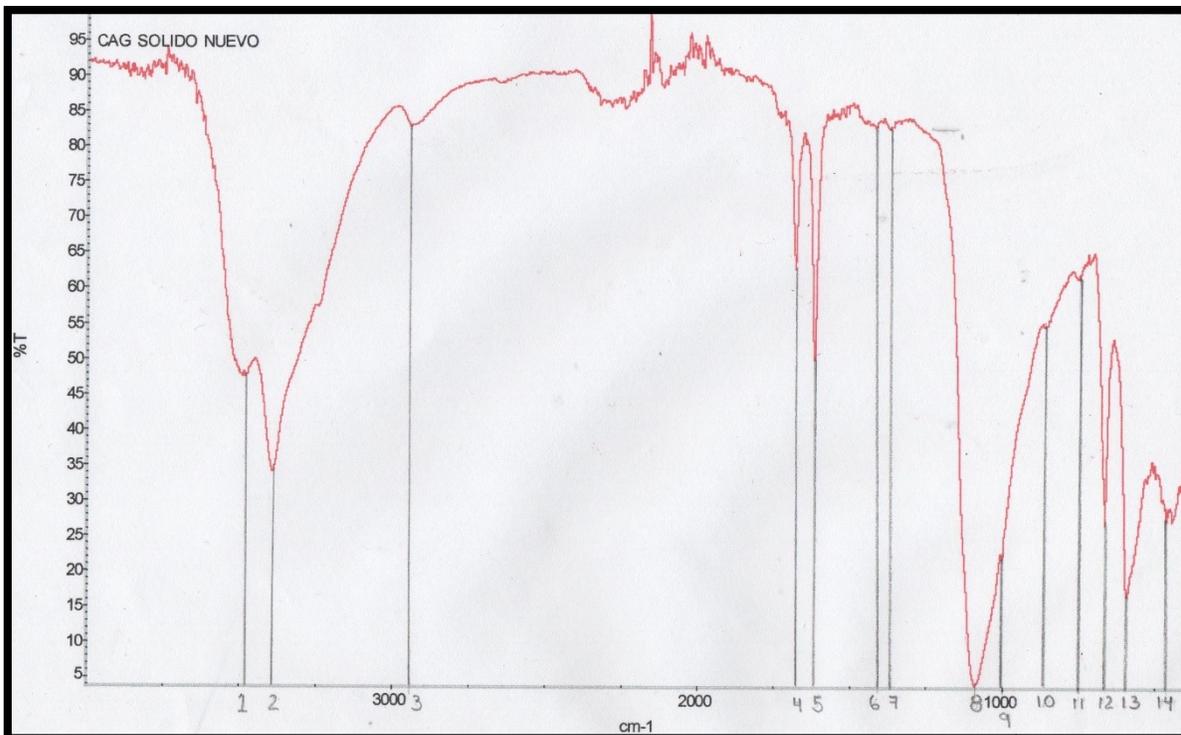


Gráfica 2. Comparativo gráfico de los espectros de la biblioteca con el espectro de la muestra sólida vieja.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de sólido viejo (complejo viejo) sea sulfato de magnesio con un compuesto carboxílico polimerizado. Las bandas en 848, 765, 718 y 453 cm^{-1} correspondan a enlaces pertenecientes a iones magnesio o iones calcio. Las bandas situadas entre 4000 y 1250 cm^{-1} pertenecerían a la parte orgánica de un polímero de un ácido carboxílico.

Muestra sólido nuevo. (Complejo nuevo)

El espectro IR comprendido entre 4000 y 450 cm^{-1} del sólido nuevo se muestra en la Gráfica 3. Se observan bandas bien definidas en:



Gráfica 3. Espectro IR del sólido nuevo.

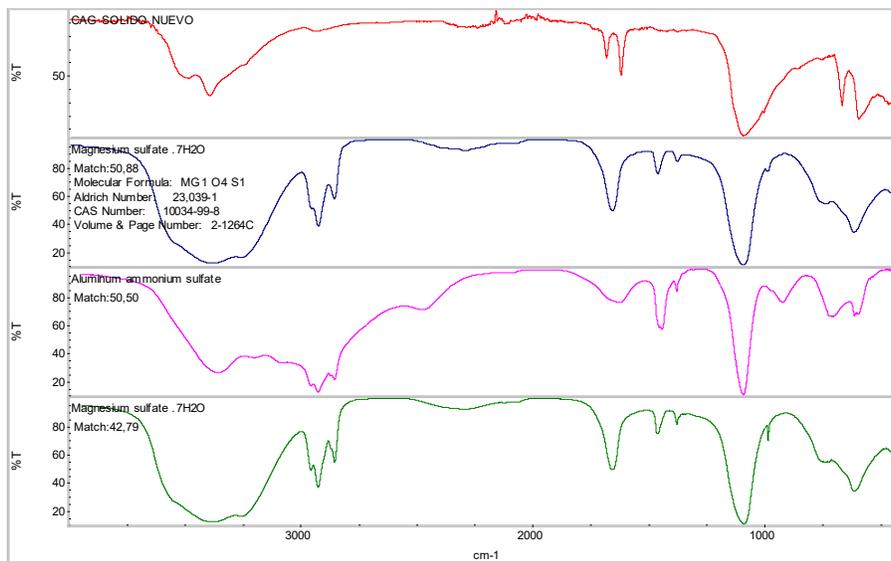
En la Tabla 15 se muestran las bandas que se usaron para comparar contra los espectros IR (gráfica 3) de la biblioteca del equipo IR.

Tabla 15. Bandas del espectro de la gráfica 3.

BANDAS	cm ⁻¹
1	3,484
2	3,390
3	2,937
4	1,671
5	1,625
6	1,406
7	1,375
8	1,093
9	1,000
10	859
11	750
12	656
13	593
14	468

Comparación espectral.

La gráfica 4 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra y los espectros de la biblioteca del equipo IR.

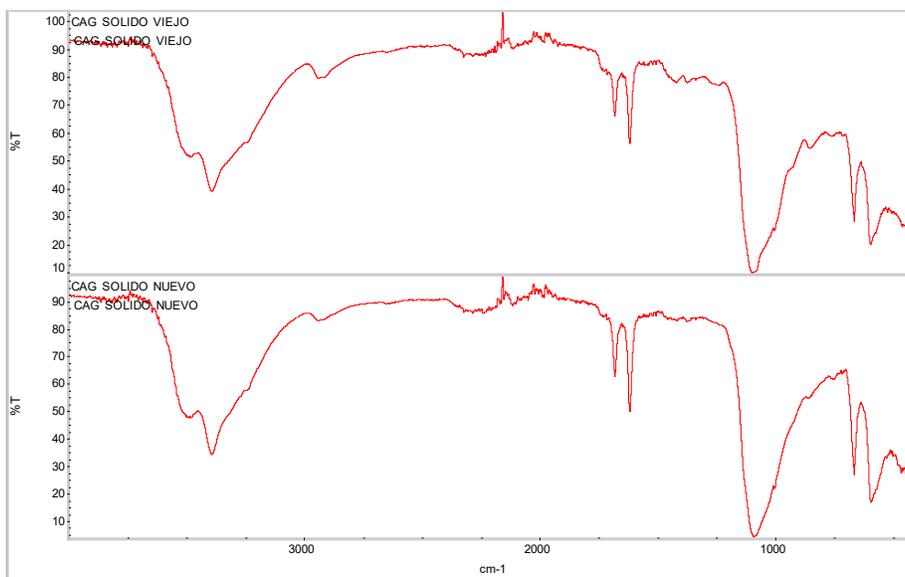


Gráfica 4. Comparativo gráfico de los espectros de la biblioteca con el espectro de la muestra sólida nueva.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de sólido viejo (complejo viejo) sea sulfato de magnesio con un compuesto carboxílico polimerizado. Las bandas en 859, 750, 656 y 468 cm⁻¹ correspondan a enlaces

pertenecientes a iones magnesio e iones calcio. Las bandas situadas entre 4000 y 1250 cm^{-1} pertenecerían a la parte orgánica de un polímero de un ácido carboxílico.

La Gráfica 5 muestra los espectros IR de los sólidos viejo y nuevo donde la única variable fue el tiempo de fabricación, así como el número de lote del polvo usado en estereolitografía. El líquido y las condiciones de preparación fueron las mismas. En esa figura se observa la similitud de ambos sólidos con diferentes polvos.

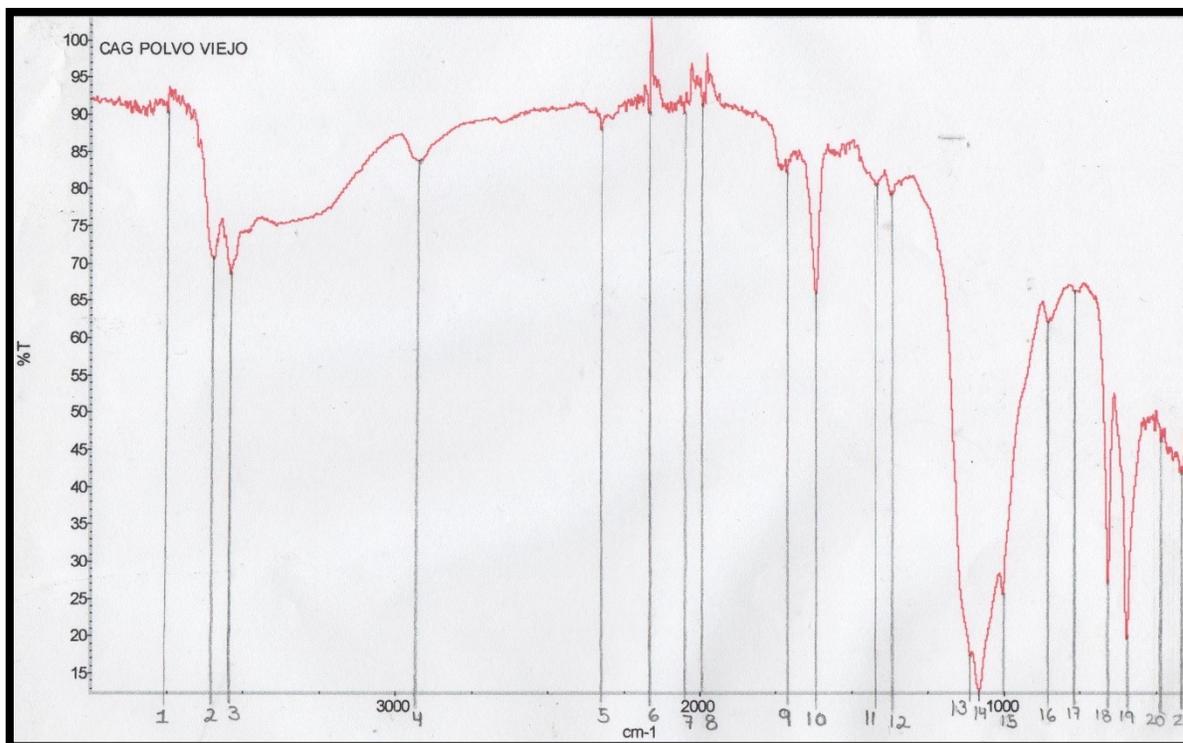


Gráfica 5. Espectros de ambos sólidos con diferentes polvos y mismo líquido.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de sólido viejo (complejo viejo) sea sulfato de magnesio con un compuesto carboxílico polimerizado. Las bandas en 848 , 765 , 718 y 453 cm^{-1} correspondan a enlaces pertenecientes a iones magnesio e iones calcio. Las bandas situadas entre 4000 y 1250 cm^{-1} pertenecerían a la parte orgánica de un polímero de un ácido carboxílico.

Muestra polvo viejo.

El espectro IR comprendido entre 4000 y 450 cm^{-1} del polvo viejo se muestra en la gráfica 6. Se observan bandas bien definidas en:



Gráfica 6. Espectro IR del sólido viejo.

En la Tabla 16 se muestran las bandas que se usaron para comparar contra los espectros IR (Gráfica 6) de la biblioteca del equipo IR.

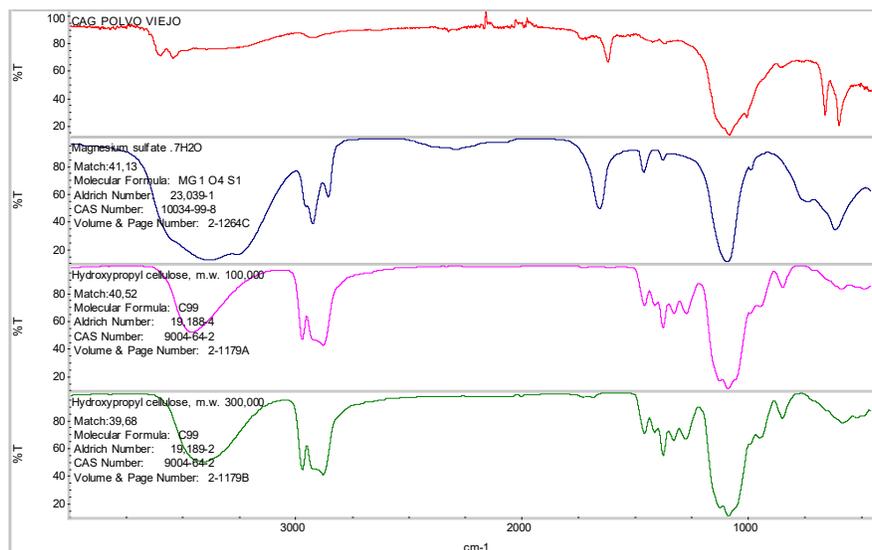
Tabla 16. Bandas del espectro de la gráfica 6.

BANDAS	cm^{-1}
1	3,750
2	3,609
3	3,546
4	2,921
5	2,328
6	2,156
7	2,046
8	2,000
9	1,703
10	1,609
11	1,421

12	1,359
13	1,109
14	1,078
15	1,000
16	859
17	765
18	656
19	593
20	484
21	421

Comparación espectral.

La Gráfica 7 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra y los espectros de la biblioteca del equipo IR.

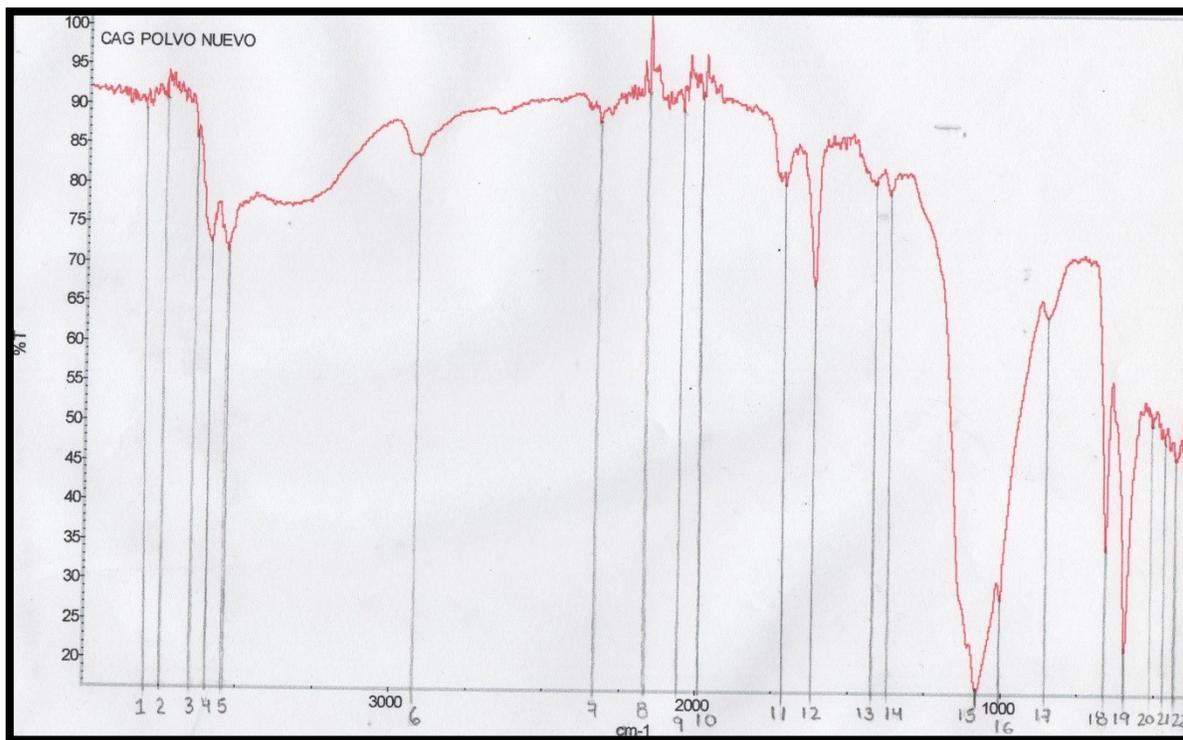


Gráfica 7. Comparativo gráfico de los espectros de la biblioteca con el espectro de la muestra sólida nueva.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de polvo viejo sea sulfato de magnesio. Las bandas en 859, 765, 656 y 484 cm^{-1} correspondan a enlaces pertenecientes a iones magnesio.

Muestra polvo nuevo.

El espectro IR comprendido entre 4000 y 450 cm^{-1} del polvo nuevo se muestra en la Figura X. Se observan bandas bien definidas en:



Gráfica 8. Espectro IR del polvo nuevo.

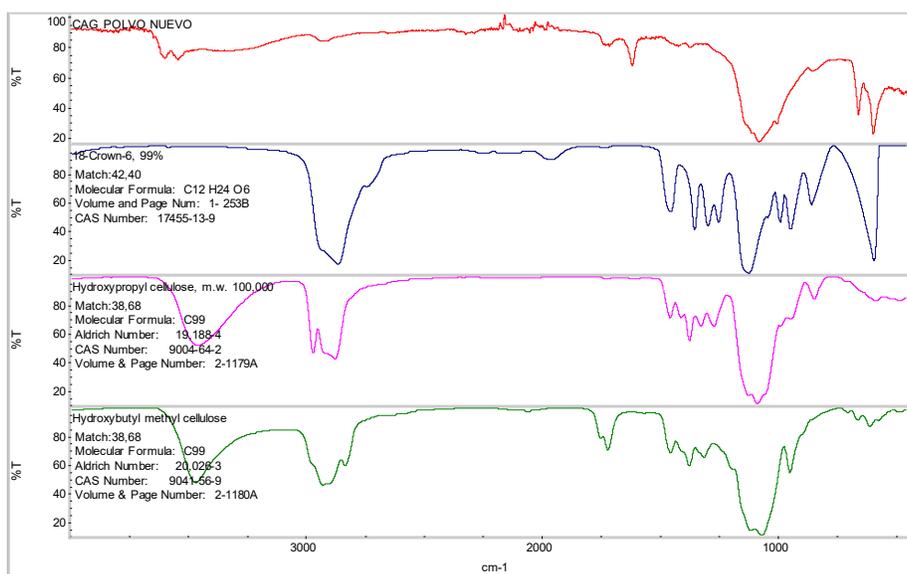
En la Tabla 17 se muestran las bandas que se usaron para comparar contra los espectros IR (Gráfica 8) de la biblioteca del equipo IR.

Tabla 17. Bandas del espectro de la gráfica 8.

BANDAS	cm ⁻¹
	3,796
2	3,750
3	3,656
4	3,593
5	3,546
6	2,921
7	2,328
8	2,156
9	2,062
10	1,984
11	1,718
12	1,609
13	1,421
14	1,375
15	1,078
16	1,000
17	859
18	671
19	593
20	515
21	468
22	437

Comparación espectral.

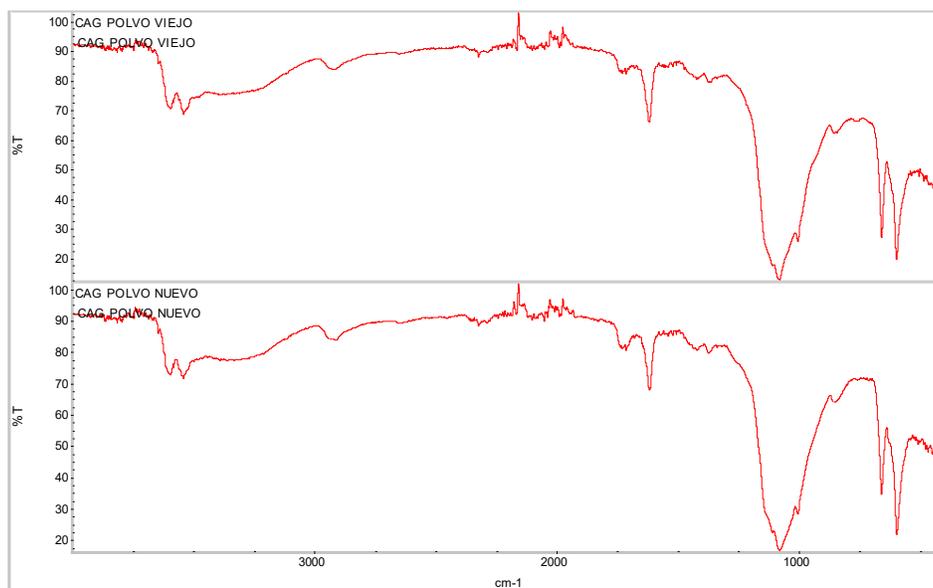
La Gráfica 9 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra y los espectros de la biblioteca del equipo IR.



Gráfica 9. Comparativo gráfico de los espectros de la biblioteca con el espectro de la muestra sólida nueva.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de polvo nuevo sea sulfato de magnesio. Las bandas en 859, 671, 593 y 468 cm^{-1} correspondan a enlaces pertenecientes a iones magnesio.

Comparación polvo viejo y muestra polvo nuevo.

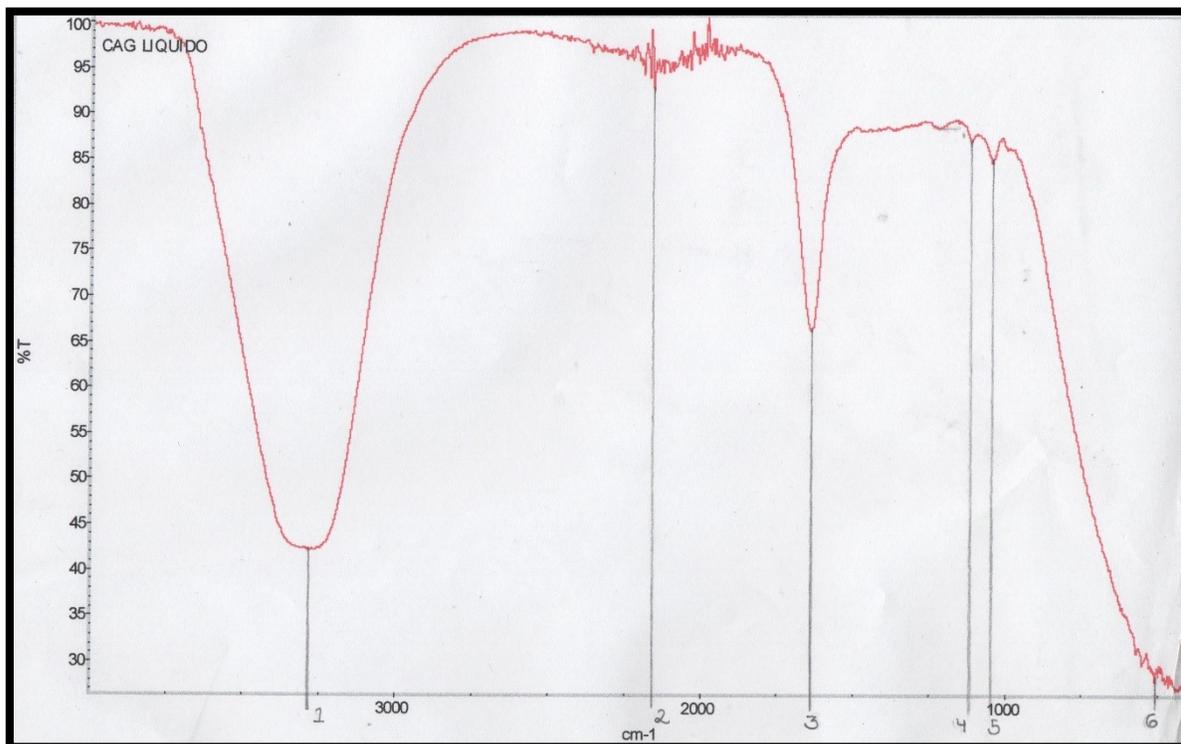


Gráfica 10. Espectros de ambos sólidos con diferentes polvos y mismo líquido.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de sólido viejo (complejo viejo) sea sulfato de magnesio con un compuesto carboxílico polimerizado. Las bandas en 848, 765, 718 y 453 cm^{-1} correspondan a enlaces pertenecientes a iones magnesio e iones calcio. Las bandas situadas entre 4000 y 1250 cm^{-1} pertenecerían a la parte orgánica de un polímero de un ácido carboxílico.

Muestra líquida.

El espectro IR comprendido entre 4000 y 450 cm^{-1} del líquido se muestra en la gráfica 11. Se observan bandas bien definidas en:



Gráfica 11. Espectro IR del líquido.

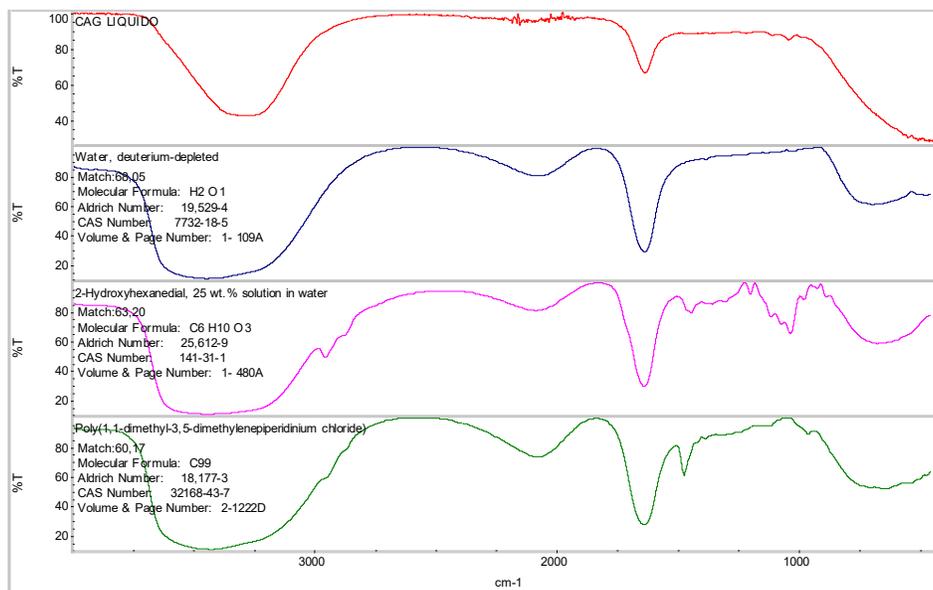
En la Tabla 18 se muestran las bandas que se usaron para comparar contra los espectros IR (Gráfica 11) de la biblioteca del equipo IR.

Tabla 18. Bandas del espectro de la gráfica 11.

BANDAS	cm^{-1}
1	3,281
2	2,156
3	1,640
4	1,125
5	1,046
6	515

Comparación espectral.

La Gráfica 12 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra y los espectros de la biblioteca del equipo IR.



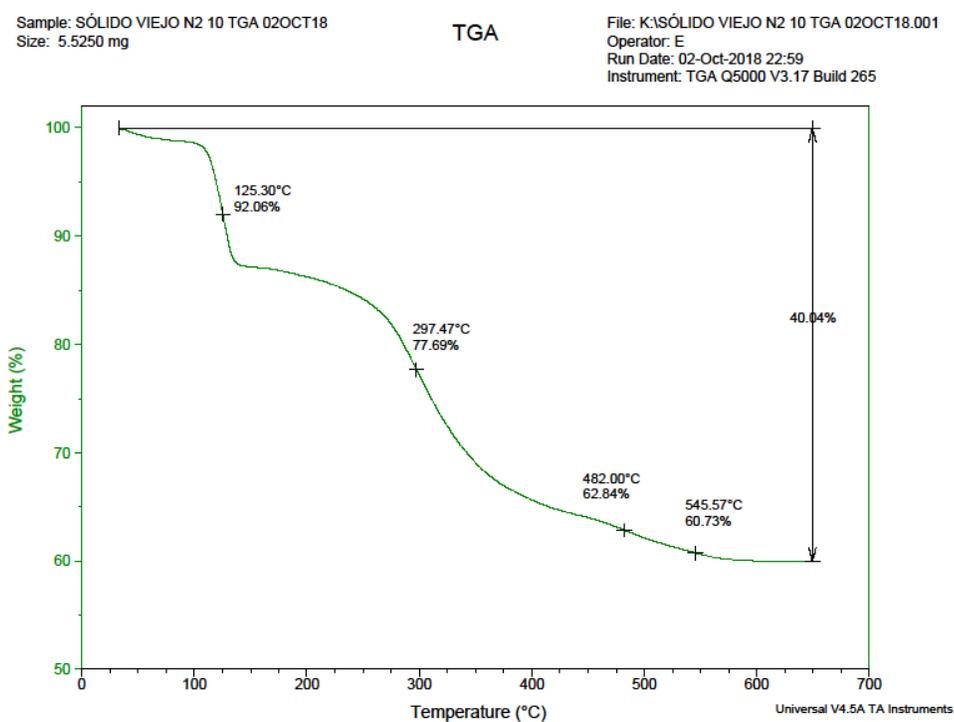
Gráfica 12 presenta el comparativo entre los espectros de la muestra.

En base a la comparación de espectros existe alta probabilidad que la muestra de líquido sea un poliácido carboxílico disuelto en agua. La banda ancha en 3281 es característica del agua. Las bandas en 1640 y 1125 cm⁻¹ son debido a ácidos carboxílicos.

ANÁLISIS TERMOGRAVIMÉTRICO(TGA).

SOLIDO VIEJO

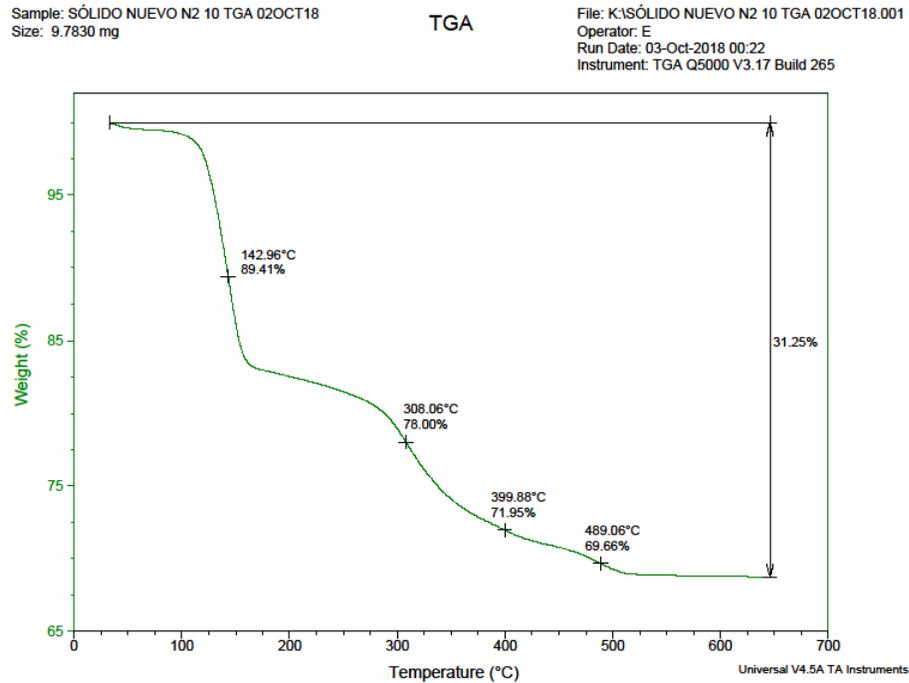
En la gráfica 13 se observa el termograma del polvo viejo, detectándose inicialmente una ligera pérdida de masa desde temperatura ambiente hasta alrededor de 100°C; esta pérdida (0.11mg) podría ser agua. Entre 100 y 140°C hay una pérdida mayor (0.61mg); entre 140 y 230°C se pierden 0.11mg; entre 230 y 350°C hay una pérdida de 0.94mg; finalmente se pierden 0.44mg entre 350 y 600°C.



Gráfica 13. Termograma del polvo viejo desde temperatura ambiente hasta 650°C

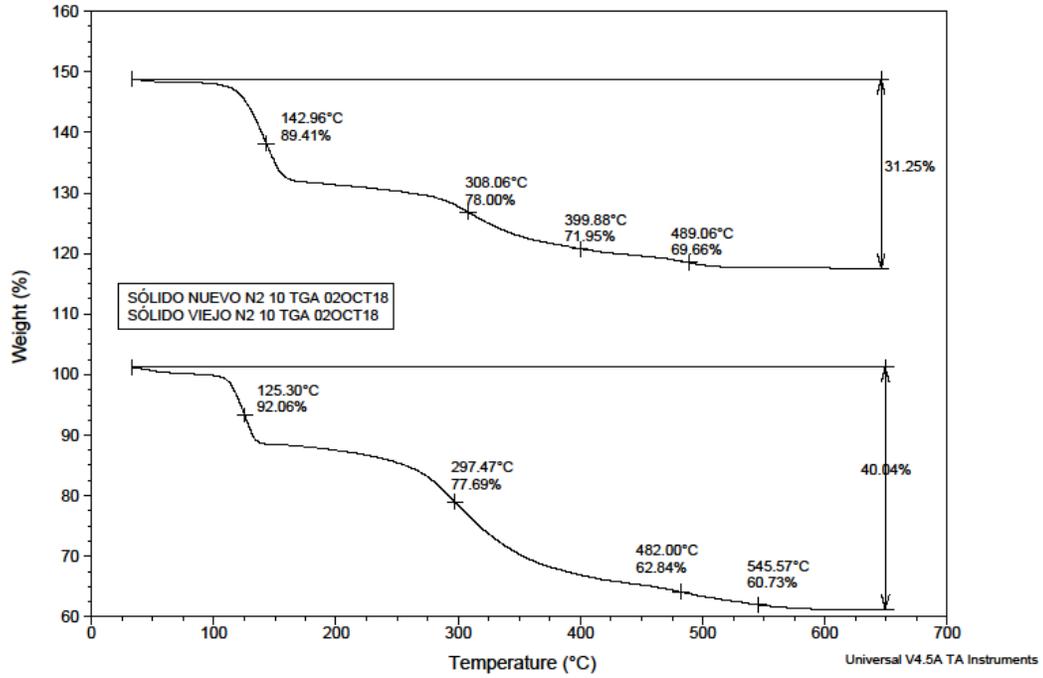
SÓLIDO NUEVO

En la gráfica 14 se observa el termograma del polvo nuevo, detectándose inicialmente una ligera pérdida de masa desde temperatura ambiente hasta alrededor de 100°C; esta pérdida (0.14mg) podría ser agua. Entre 100 y 160°C hay una pérdida mayor (1.51mg); entre 160 y 275°C se pierden 0.29mg; entre 275 y 340°C hay una pérdida de 0.49mg; finalmente se pierden 0.59mg entre 340 y 490°C.



Gráfica 14. Termograma del polvo nuevo desde temperatura ambiente hasta 650°C

COMPARACIÓN DE COMPLEJOS

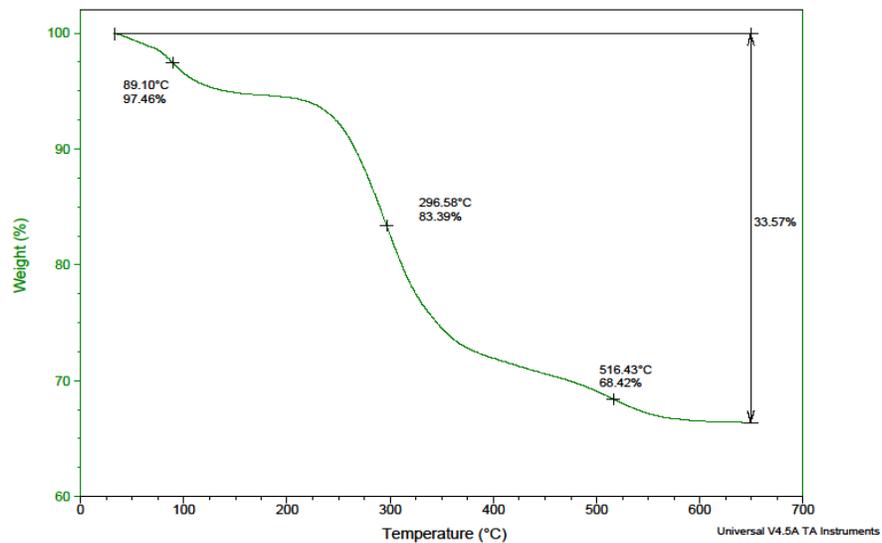


POLVO VIEJO

Sample: POLVO VIEJO N2 10 TGA 02OCT18
 Size: 10.1150 mg

TGA

File: K:\POLVO VIEJO N2 10 TGA 02OCT18.001
 Operator: E
 Run Date: 02-Oct-2018 20:11
 Instrument: TGA Q5000 V3.17 Build 265

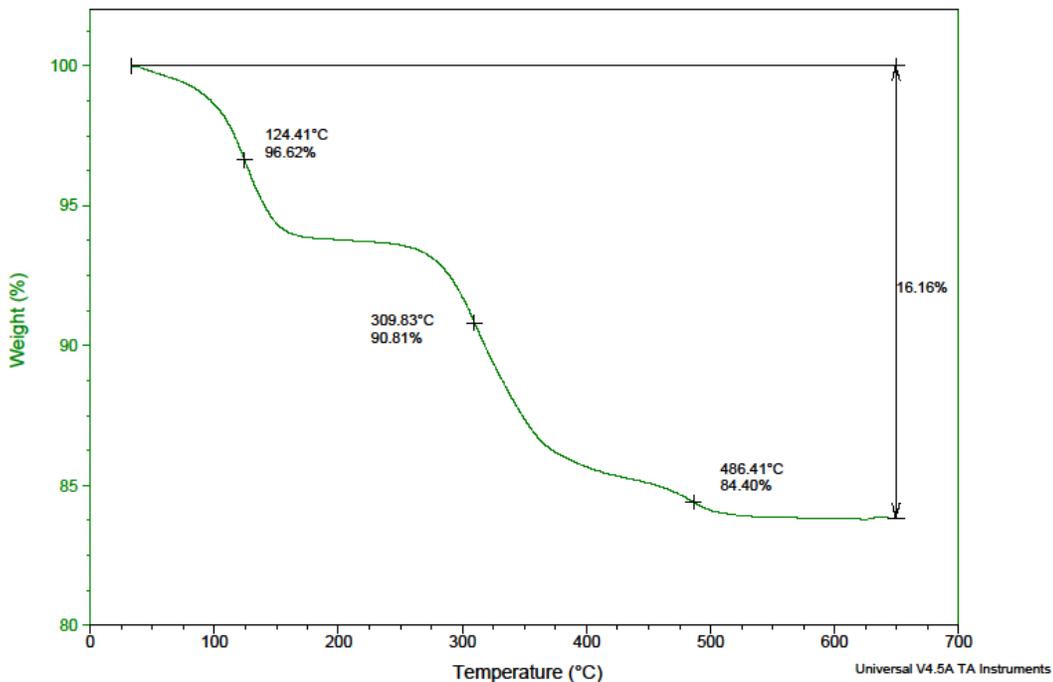


POLVO NUEVO

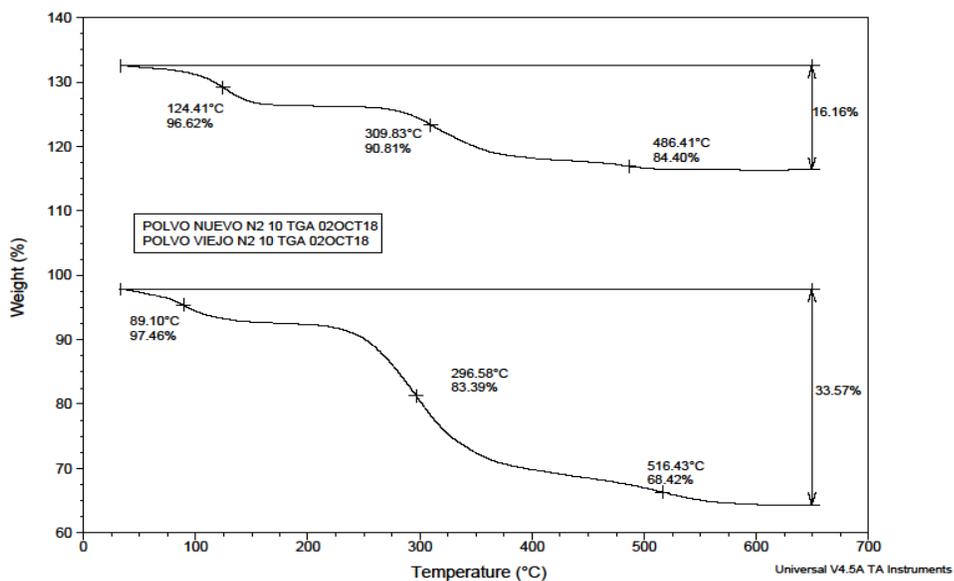
Sample: POLVO NUEVO N2 10 TGA 02OCT18
Size: 13.5050 mg

TGA

File: K:\POLVO NUEVO N2 10 TGA 02OCT18.001
Operator: E
Run Date: 02-Oct-2018 21:35
Instrument: TGA Q5000 V3.17 Build 265

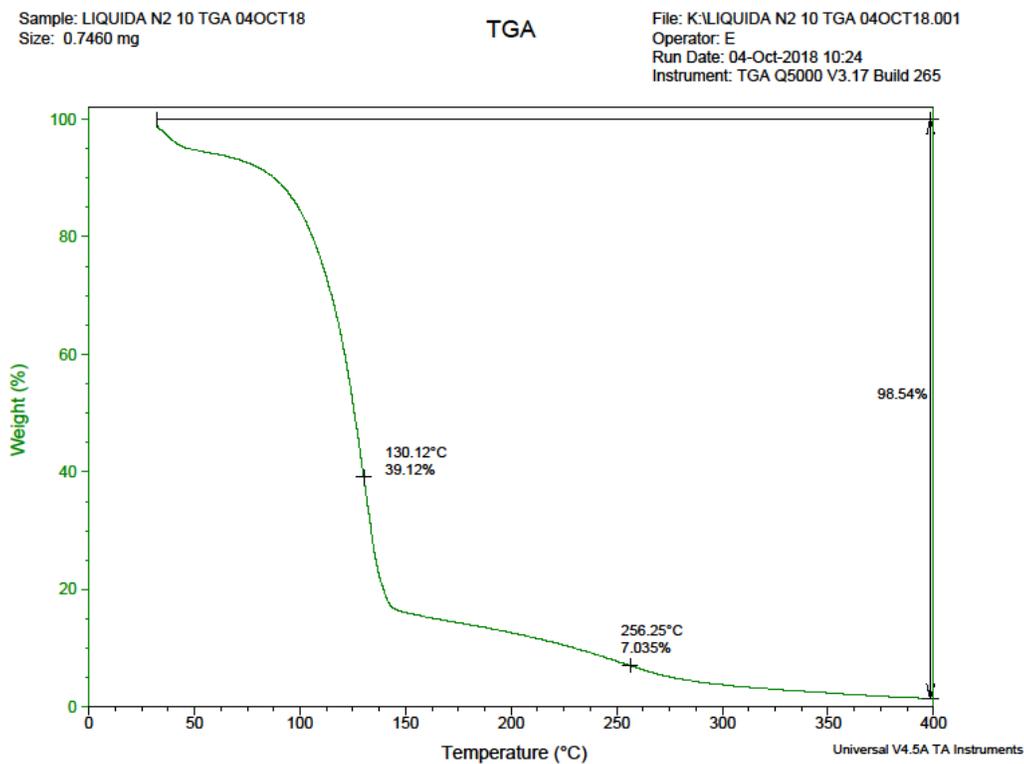


COMPARACION POLVO VIEJO Y NUEVO



MUESTRA LÍQUIDA

En la gráfica 15 se observa el termograma del líquido detectándose inicialmente una ligera pérdida de masa (0.04mg) desde temperatura ambiente hasta 50°C; entre 50 y 75°C se pierden (0.04mg); entre 75 y 185°C se pierden 0.56mg; finalmente se pierden 0.04mg entre 185 y 265°C.



Gráfica 15. Termograma del líquido desde temperatura ambiente hasta 400°C

DISCUSIÓN

En este estudio se obtuvo un tiempo de fraguado neto de 24 horas en los materiales comerciales, así como en el complejo formado por Yeso tipo IV, Óxido de Zinc y Poli ácido acrílico, estos resultados difieren con el estudio realizado en “Pruebas físicas y caracterización de material experimental para uso en estereolitografía dental” de la Esp.en Materiales Dentales Karina García ³⁸, en el cual el tiempo de fraguado del material comercial es de 636 ± 40 s, se conoce que para la realización de esta prueba utilizaron como material el polvo comercial viejo, utilizado también para este estudio, sin embargo, dado que el líquido es manejado como “aglutinante comercial (zb63)” no se puede saber si es el mismo líquido comercial que se ha usado en este trabajo. La proporción utilizada en la mezcla de materiales comerciales también es distinta, siendo en este la proporción 3:1 (polvo-líquido) y en el trabajo de K. García comparada por el uso del mismo polvo comercial es de 1:3.

Usando como referencia que los complejos viejo y nuevo en proporción 3:1 fraguaban en un periodo de 24 h, se decidió que el complejo candidato, debería acercarse a estos valores para realizarle el resto de las pruebas.

Referente a la prueba de espesor de película podemos observar que los materiales comerciales tanto el complejo viejo como el complejo nuevo, dieron un rango de 0.045 ± 0.010 mm y 0.073 ± 0.008 mm, observando que el factor tiempo es un determinante para que estos varíen, ya que probablemente el polvo viejo por su tiempo de almacenamiento ha perdido o ganado algún componente que lo hace tener un mayor espesor. Sin embargo, son valores que entre los complejos comerciales son cercanos. Contrario al complejo candidato que muestra un promedio de espesor de película de 0.124 ± 0.10 mm que lo hace ser, casi tres veces más grande que el complejo nuevo y 1.6 veces más grande que el complejo viejo. Los espesores menores son altamente necesarios para asegurar mayor precisión en los modelos que se obtienen en odontología.

La sorción y solubilidad en este estudio fue calculada con base en la norma ADA 66 representándonos el promedio de la masa disuelta del material en un lapso de 23 h, 0.025g de cada muestra en el complejo candidato. Las pruebas realizadas con el complejo viejo y el nuevo bajo las mismas condiciones que se usaron con el anterior no se pudieron realizar ya que las muestras no fraguaron, por lo cual podemos presumir que el polvo comercial podría contener Sulfato de Calcio, esto mostrado por el análisis de espectroscopia infrarrojo. Sin embargo, otros materiales que se incluyen no se asemejan con el Óxido de Zinc, ya que éste, bajo las condiciones del estudio podía fraguar, por lo cual sufre una reacción en la que

libera agua, cosa que no sucede con los materiales comerciales que en las mismas condiciones no liberan agua, no la pierde y probablemente tampoco la ganen .

Las mediciones de pH en el estudio presente indican que los polvos comerciales son ácidos y el líquido comercial es alcalino, en el complejo candidato el yeso IV indica un valor alcalino al igual que el Óxido de Zinc, mientras que el poliácido acrílico muestra un valor ácido, datos similares a los que reporta Pruebas físicas y caracterización de material experimental para uso en estereolitografía dental³⁸. Podemos presumir que las reacciones que suceden en el momento del fraguado de los materiales comerciales como del complejo candidato son reacciones ácido – base , lo cual según la Teoría de Bronsted-Lowry ³⁹ en la reacción se hace transferencia de iones Hidrógeno , donde el donador es el ácido y el aceptor la base.

En la prueba de fluidez podemos observar que al igual que en la prueba de espesor de película el complejo que tiene mayor fluidez es el complejo nuevo, seguido de del complejo viejo; sin embargo, la diferencia entre estos es cercana (0.27mm).

El complejo candidato tiene 1/3 menos de fluidez que los complejos comerciales.

A mayor fluidez mejores resultados, ya que las capas que se requieren en el equipo de estereolitografía entre menor espesor tengan mayor precisión tendrá el modelo que se requiera obtener.

La prueba de Infrarrojo ayudó a realizar el comparativo entre la composición del polvo viejo y el polvo nuevo; se puede observar que dichas Gráficas son similares, por lo cual podríamos decir que químicamente son iguales, la base de datos de la biblioteca del equipo de IR menciona que en ambos polvos existe una gran probabilidad de que correspondan a iones magnesio o iones calcio, datos que guardan relación con lo mencionado en el trabajo terminal del Esp. en Materiales Dentales José Luis Barrera⁴⁰, en el cual menciona que “se detectan bandas concordantes con moléculas de sulfato de calcio” sin embargo, sería necesario realizar pruebas complementarias dado que el análisis de Infrarrojo no puede percibir los compuestos inorgánicos de las muestras, como lo harían otras técnicas y por tanto, no podemos conocer todos sus componentes.

En referencia a estos datos y junto con los datos obtenidos en “Pruebas físicas y caracterización de material experimental para uso en estereolitografía dental” ³⁸, en el cual al igual que en este estudio realizan muestras con Yeso tipo IV y Óxido de Zinc, se realizó una lista de polvos candidatos mencionados en la tabla 2.

En la prueba de análisis de espectro infrarrojo que se realizó a los sólidos comerciales, las bandas comprendidas entre 4000 y 1250 cm^{-1} la biblioteca del equipo del IR indica que es la parte orgánica de un polímero de un ácido carboxílico, mientras que en la prueba realizada únicamente al líquido comercial

menciona que hay una alta probabilidad de que sea un Poliacido Carboxílico disuelto en agua, siendo esta la razón del porque como liquido candidato se decidió utilizar Poliacido Acrílico, el cual reaccionó fraguando junto con los demás materiales comerciales.

En la prueba de TGA, podemos observar en el polvo viejo que, conforme la temperatura va aumentando, el peso de la muestra va disminuyendo, esto debido a que la muestra posee un porcentaje mayor de humedad 33.57% que adquirió por alguna razón, pudiendo suponer que la razón sea el mayor tiempo de almacenamiento. El análisis del polvo nuevo tiene un porcentaje de 16.16 % de perdida, puesto que al tener menor tiempo de almacenamiento se supone que no debe tener tanta humedad en su composición.

En la muestra liquida, se observa una pérdida de líquido de 96.5% probablemente agua por el intervalo de temperatura donde se presenta.

CONCLUSIONES

- Los polvos comerciales viejo y nuevo poseen características físicas y mecánicas diferentes; sin embargo, su composición química de acuerdo al análisis IR es similar.
- El tiempo de almacenamiento de un material se puede tomar como un factor determinante para que un mismo material, pero de menor tiempo de almacenamiento, muestren características diferentes, tanto en su manipulación como una vez fraguados.
- El líquido comercial reaccionó tanto para el polvo viejo como para el polvo nuevo.
- El Poliacrílico de 3M reaccionó con los polvos comerciales (viejo y nuevo), similar al líquido comercial.
- El complejo candidato es una alternativa que se obtuvo en base a las características obtenidas por los materiales comerciales, sin embargo, dado que su espesor de película es mayor y tiene poca fluidez es necesario seguir estudiándolo, ya que para modelos 3D en Odontología es indispensable que las capas de los modelos sean lo más delgadas posibles.

BIBLIOGRAFIA

1. Rodríguez Román, E. (2004). Estereolitografía. México: UNAM, Facultad de Odontología. Tesis de licenciatura.
2. Camargo, C. (2017). Chuck Hull: El padre de la impresión 3D.2017. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://somosmaker.com/chuck-hull-el-padre-de-la-impresion-3d/>.
3. Fontrodona Francolí, J y Blanco Díaz, R. (2014). Estado actual y perspectivas de la impresión en 3D.2014.Recuperado en septiembre 2018.Disponible en: http://empresa.gencat.cat/web/.content/19__industria/documents/economia_industrial/impresio3d_es.pdf.
4. 3D Systems. (2018).3D Systems impresoras 3D. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://es.3dsystems.com/our-story>.
5. López Conde, J. (2016). Nota del futuro 2/16: Impresoras 3D. 2016.Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: https://intranet.bibliotecasgc.bage.es/intranetmpl/prog/local_repository/documents/17854.pdf.
6. Velázquez Pérez, A, M. (2005). Aplicación de la estereolitografía en el diagnóstico y tratamiento odontológico. México: UNAM, Facultad de Odontología. Tesis de licenciatura.
7. Rojas Solas, J, I. Fernández Sora, A. Serrano Tierz, A. y Hernández Díaz D. (2011). Una revisión histórica: desde el dibujo en ingeniería hacia la ingeniería del diseño. B digital Dyna, Universidad Nacional de Colombia. 78 (167): 17-26.
8. (2013) Introducción al CAD/CAM.2013. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://lenguajedeingenieria.files.wordpress.com/2013/02/introduccion-al-cad-cam.pdf>.
9. Rivera Guerrero, C, P. Tecnología CAD/CAM en la consulta dental. (2017). Dom.Cien.2017; 3(2):799-821.

10. Barbosa Alencar, N, P. Roque Torres, G. (2015). Utilización de prototipado rápido en la odontología. Rev. Estomatológica Herediana. 2015; 25 (2): 167-174.
11. Leiva, N. Carranza, F y Sat, I. (2017). Estereolitografía en Odontología: Revisión bibliográfica. Odontol. Sanmarquina. 2017; 20(1):27-30.
12. Bocanegra Trevejo, A. Fernández, D. Calderón Ubaqui, V. (2013). Estereolitografía: Conceptos básicos. Rev Estomatol Herediana. 2013. 23 (2):96 – 100.
13. Z Corporation. (2009). Cómo funciona la impresión 3D: La visión, la innovación y la tecnología detrás de la impresión 3D de inyección de tinta .3D P-WP.2009. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://prototipadomayor.files.wordpress.com/2011/05/como-funciona-zprinter.pdf> .
14. Arizmendi Granados, C, Y. y González García, A. (2005). Uso de la estereolitografía como auxiliar en el diagnóstico y tratamiento en la cirugía bucal y maxilofacial. México: UNAM. Facultad de Odontología. Tesis de Licenciatura.
15. Jiménez Castillo, R y Benavides Ríos, A. (2005). La estereolitografía en la Facultad de Odontología de la UNAM. Revista Odontológica Mexicana.2005; 9(1):48-50.
16. Islas Ruiz, M. Noyola Frías, M. (2015). Fundamentals of Stereolithography, an Useful Tool for Diagnosis in Dentistry. 2015.ODOVTOS-int.J. Dental Sc; 17(2):15-21.
17. Corbo Pereira, D. (2004). Tomografía Axial Computarizada. XIII.Seminario de Ingeniería biomédica.2004.1-6.
18. Orellana, A. (2004). Formación de Imágenes por Resonancia Magnética. Universidad Politécnica Salesiana.Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/6f/Resonancia_magnetica_123.pdf.
19. Rendón, J. (2014). Imágenes de Resonancia Magnética–Características y aplicaciones para el estudio médico. Universidad Politécnica de Madrid.

Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: http://www.mufm.fr/sites/mufm.univtoulouse.fr/files/juan_rodolfo_maestre_rendon.pdf.

20. Flores Mamani, A. (2013). Resonancia magnética Nuclear (RMN) en Odontología. Rev. Act. Clin. Med .2013; 38(38):1892-1896.
21. Estándar y protocolo de Imágenes Médicas DICOM. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: http://www.sicec.unam.mx/app/webroot/files/archivos_portal/archSISEC254505.pdf.
22. ¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas. Recuperado en septiembre de 2018 .Disponible en: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/e>.
23. DICOM 2018. (2018). Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://www.dicomstandard.org/concepts/.e>
24. Materialise Mimics. Recuperado en septiembre de 2018. Disponible en: <https://www.materialise.com/es/medical/software/mimics.e>
25. Hoffmann, A. Leonards, H.(2017).New stereolithographic resin providing functional surfaces for biocompatible three-dimensional printing. J Tissue Eng. 2017; 8 () .1-9.
26. Mehra, P. Miner ,J. D'Innocenzo, R y Nadershah ,M.(2011). Use of 3-D Stereolithographic Models in Oral and Maxillofacial Surgery .2011; 10(1):6-13.
27. Seo, C. y Juodzbaly, G. (2018). Accuracy of Guided Surgery via Stereolithographic Mucosa-Supported Surgical Guide in Implant Surgery for Edentulous Patient: A Systematic Review .2018; 9 (1):1-10.
28. Morris,R.y Barber.R.(2008) .Orofacial prosthesis design and fabrication using stereolithography. 2008; 45(4):250-253.
29. Espectrometría infrarroja. Recuperado en febrero de 2019. Disponible en: https://www.espectrometria.com/espectrometra_infrarroja.o
30. Serrano Martínez, J. Curso: Instrumentación y Métodos de Análisis químico. Recuperado en febrero de 2019. Disponible:https://www.upct.es/~minaees/espectroscopia_infrarroja.pdf.o

31. Métodos de Análisis Térmico. Recuperado en febrero de 2019. Disponible en: <http://ocw.uc3m.es/ciencia-e-oin/caracterizacion-de-materiales/material-de-clase.pdf>.
32. Difracción de Rayos X, Termogravimetría. Recuperado en febrero de 2019. Disponible en: http://www.upct.es/~minaees/analisis_termogravimetrico.pdf.
33. American Dental Association N .96. Dental Water -based Cements.
34. American National Standard/American Dental Association Specification N.66 For Dental Glass Ionomer. Approved January 25, 1990.
35. Prueba de índice de Fluidez. Recuperado en febrero de 2019. Disponible en: <https://www.pt-mexico.com/columnas/prueba-de-índice-de-fluidez---parte-4.o>.
36. Askeland D, Pradeep F, Wright W. (2012). Materiales de construcción. In: Ciencia e Ingeniería de materiales. Sexta edic. México D.F; CENGAGE Learning 2012.
37. Instructiva verificación del potenciómetro en modo pH. México: UNAM, Facultad de Odontología, División de Estudios de Posgrado.
38. García Juárez, K. (2017). Pruebas físicas y de caracterización de material experimental para uso en estereolitografía dental. México: UNAM. Facultad de Odontología, División de Estudios de Posgrado. Trabajo de Investigación en la Especialidad de Materiales Dentales.
39. Reacciones ácido – base. Recuperado en febrero de 2019. Disponible en: <https://sje.cl/assets/guia-acido-base.pdf>.
40. Barrera Bernal, J. (2016). Síntesis y caracterización de un polvo y líquido empleados en estereolitografía para la obtención de modelos 3D. México: UNAM. Facultad de Odontología, División de Estudios de Posgrado. Trabajo de Investigación en la Especialidad de Materiales Dentales.