



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

EFEECTO DEL TRATAMIENTO DE PLASMA ATMOSFÉRICO FRÍO EN RESINAS FOTOCURABLES BIOCOMPATIBLES EMPLEADAS PARA IMPRESIÓN 3D

Autor: Gabriela Cortina Déniz

Directores: María Yolanda Ballesteros Iglesias y Sara López de Armentia Hernández

Madrid

Julio de 2025

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título

**Efecto del tratamiento de plasma atmosférico frío en resinas fotocurables
biocompatibles empleadas para impresión 3D**

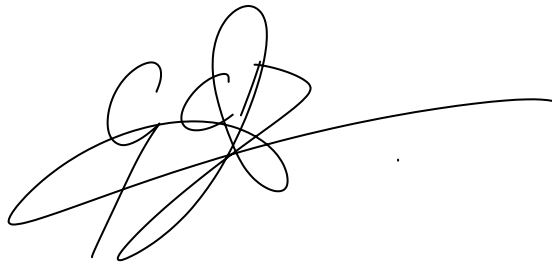
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2024/25 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

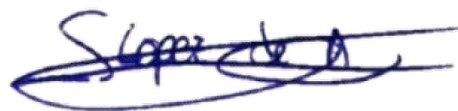


Fdo.: Gabriela Cortina Déniz

Fecha: .07.../ .07.../ .2025

Autorizada la entrega del proyecto

DIRECTORES DEL PROYECTO



Fdo.: María Yolanda Ballesteros Iglesias y Sara López de Armentia Hernández

Fecha: 07.../ .07.../ 2025



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

EFEECTO DEL TRATAMIENTO DE PLASMA ATMOSFÉRICO FRÍO EN RESINAS FOTOCURABLES BIOCOMPATIBLES EMPLEADAS PARA IMPRESIÓN 3D

Autor: Gabriela Cortina Déniz

Directores: María Yolanda Ballesteros Iglesias y Sara López de Armentia Hernández

Madrid

Julio de 2025

Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mis directoras de proyecto, la Dra. María Yolanda Ballesteros Iglesias y la Dra. Sara López de Armentia Hernández, por su constante apoyo, su implicación y su excepcional capacidad docente y de investigación. Gracias por acompañarme durante estos dos años de trabajo intenso. Gracias por guiarme con rigor y cercanía, por confiar en mí y por mantener el contacto continuo incluso cuando yo me encontraba fuera de España, durante mi estancia de intercambio. Sin vosotras, este proyecto no habría sido posible, y me llevo no solo los conocimientos técnicos, sino también el ejemplo de vuestra vocación por la ciencia y la enseñanza.

También quiero agradecer a la Universidad Pontificia Comillas – ICAI por ofrecerme la oportunidad de participar en un proyecto de investigación real, en el que he podido aplicar mis conocimientos en un entorno de ingeniería aplicada. Gracias al acceso a equipos de última generación y al acompañamiento del profesorado y el personal técnico, este trabajo ha sido una experiencia formativa integral, que va mucho más allá del aula.

Mi agradecimiento especial también al personal del Laboratorio de Química y Materiales, en particular a Fernando, por ayudarme tantas veces a encontrar lo que no sabía que estaba buscando, y por su paciencia infinita incluso a las 8 de la mañana. Gracias también a todo el personal técnico que ha hecho posible el cuidado y uso de los equipos, máquinas e instalaciones, y que ha estado siempre dispuesto a echar una mano.

A mi familia, gracias por estar siempre ahí y por apoyarme incondicionalmente incluso cuando no entendíais del todo qué hacía con resinas impresas en 3D y “plasma atmosférico frío”. Y, finalmente, gracias a todas las personas, dentro y fuera de la universidad, que han contribuido a mi formación integral, y con las que he compartido dudas, ensayos fallidos, risas, conversaciones, madrugones y momentos de estrés. Este trabajo es también un reflejo de todo ese esfuerzo colectivo que ha estado en segundo plano, pero sin el cual ningún resultado habría sido posible.

EFFECTO DEL TRATAMIENTO DE PLASMA ATMOSFÉRICO FRÍO EN RESINAS FOTOCURABLES BIOCOMPATIBLES EMPLEADAS PARA IMPRESIÓN 3D

Autor: Cortina Déniz, Gabriela.

Directores: Ballesteros Iglesias, María Yolanda; López de Armentia Hernández, Sara.

Entidad Colaboradora: Dpto. Ingeniería Mecánica ICAI, Universidad Pontificia Comillas.

Palabras clave: plasma atmosférico frío, BioMed Clear, impresión 3D, propiedades mecánicas, biocompatibilidad, mojabilidad.

RESUMEN DEL PROYECTO

Este trabajo evalúa el efecto del tratamiento de plasma atmosférico frío (CAP) en la resina BioMed Clear impresa en 3D, analizando su mojabilidad, absorción de agua y propiedades mecánicas tras un envejecimiento en condiciones *in vitro*. El tratamiento mejoró significativamente la mojabilidad sin comprometer la estabilidad mecánica y, por lo tanto, la adhesión celular.

1. Introducción

La fabricación aditiva mediante estereolitografía (SLA) ha transformado el desarrollo de dispositivos biomédicos personalizados. Sin embargo, las resinas fotocurables biocompatibles comerciales presentan limitaciones significativas en cuanto a su mojabilidad, lo cual afecta directamente a la adhesión y proliferación celular.

El tratamiento con CAP surge como una técnica prometedora para modificar la superficie de polímeros introduciendo grupos funcionales polares en la superficie, que aumenten la energía superficial y mejoren la biocompatibilidad sin alterar su estructura interna. No obstante, no existen suficientes estudios que evalúen el efecto de este tratamiento sobre el material a largo plazo bajo condiciones fisiológicas simuladas, y esto es un aspecto crítico para garantizar la seguridad y funcionalidad en el entorno biomédico.

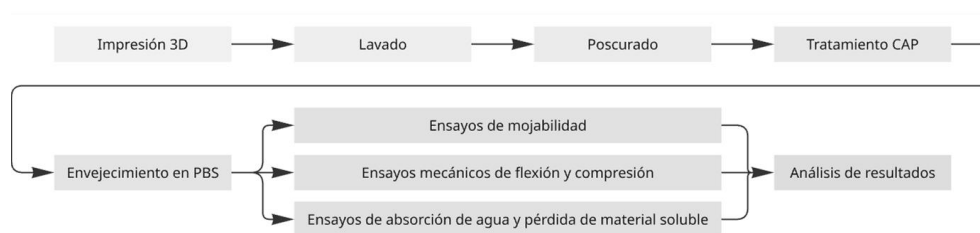
2. Definición del proyecto

El objetivo principal de este trabajo fue evaluar como el CAP influye en la energía superficial y en la mojabilidad de la resina BioMed Clear, analizando su efecto en las propiedades tras su envejecimiento en solución tampón fosfato (PBS) durante 0, 1, 7, 30, 90 y 180 días. Los objetivos específicos fueron:

- Analizar el impacto del tratamiento sobre las propiedades mecánicas a flexión y a compresión tras el envejecimiento en condiciones que simulan un entorno *in vitro*.
- Evaluar la absorción de agua y la pérdida de material soluble.
- Determinar la variación del ángulo de contacto y la energía superficial.

3. Metodología experimental

Este proyecto ha consistido en dos partes principales: una parte puramente experimental en el laboratorio, y una segunda parte de análisis de resultados obtenidos. En el esquema siguiente se muestra un diagrama de cada uno de los pasos del proceso experimental.



Esquema 1. Diagrama del proceso experimental

Se utilizó la resina BioMed Clear de Formlabs, certificada USP Clase VI para contacto prolongado con la piel y las membranas mucosas. Las probetas se fabricaron mediante impresión 3D por estereolitografía usando la impresora Form3B, seguido de un protocolo estandarizado de lavado en alcohol isopropílico y poscurado UV. Se prepararon dos grupos experimentales: muestras sin tratamiento (control) y muestras tratadas con plasma. El tratamiento superficial se realizó utilizando el equipo PlasmAction con plasma atmosférico frío generado a partir de aire a temperatura ambiente. Las muestras se envejecieron en PBS a 37°C durante períodos de 0, 1, 7, 30, 90 y 180 días para simular condiciones fisiológicas.

La caracterización incluyó: (i) ensayos mecánicos de flexión y compresión según las normas ISO 178 e ISO 604; (ii) evaluación de la absorción de agua y pérdida de material soluble según la norma ASTM D570-98; (iii) determinación de la mojabilidad mediante goniometría con agua desionizada, diyodometano y etilenglicol; (iv) cálculo de la energía superficial por el método OWRK (Owens-Wendt-Rabel-Kaelble).

4. Resultados

El tratamiento de plasma atmosférico frío indujo una transformación superficial significativa. El ángulo de contacto con agua se redujo de $72,97^\circ$ a $34,37^\circ$, representando una disminución del 52,8%. La energía superficial aumentó de 44,4 mN/m a 61,67 mN/m, un incremento del 38,9% atribuible principalmente al aumento de la componente polar de 5,44 mN/m a 27,3 mN/m (incremento del 402,8%). Estos resultados permiten confirmar la incorporación efectiva de grupos funcionales polares en la superficie.

Las propiedades mecánicas no mostraron diferencias significativas entre las muestras tratadas con plasma y las muestras de control. Sí que se observó una tendencia similar para todas las propiedades. En los primeros 30 días de inmersión en PBS, las propiedades mecánicas se deterioraron como consecuencia de una degradación del material provocada por la absorción de agua, que alcanza su valor máximo en la primera semana de inmersión. A partir del día 30, las propiedades se estabilizan alrededor de un valor prácticamente constante.

En cuanto a la liberación de material soluble, a los 180 días se observa que las muestras tratadas con plasma mostraron menor liberación de material soluble. Aunque la diferencia no es demasiado grande, puede sugerir que el tratamiento de plasma aporte una mayor estabilidad química a largo plazo.

5. Conclusiones

El tratamiento con plasma atmosférico frío es efectivo para mejorar la mojabilidad de la resina BioMed Clear, favoreciendo la adhesión celular y la biocompatibilidad en aplicaciones de ingeniería de tejidos, sin comprometer la estabilidad mecánica del material tras un envejecimiento prolongado. Este estudio respalda el uso del CAP como técnica de pretratamiento en dispositivos biomédicos impresos en 3D, contribuyendo al desarrollo de soluciones más eficaces y seguras en medicina regenerativa y otras aplicaciones. La investigación futura debería enfocarse en la validación biológica mediante ensayos de cultivo celular para confirmar la mejora en adhesión y proliferación celular deducida de los resultados de mojabilidad, así como la optimización de los parámetros del tratamiento para aplicaciones específicas de larga duración.

EFFECT OF COLD ATMOSPHERIC PLASMA TREATMENT ON BIOCOMPATIBLE PHOTOCURABLE RESINS USED FOR 3D PRINTING

Author: Cortina Déniz, Gabriela.

Supervisors: Ballesteros Iglesias, María Yolanda; López de Armentia Hernández, Sara.

Collaborating Entity: Dpt. Of Mechanical Engineering ICAI, Comillas Pontifical University.

Keywords: cold atmospheric plasma, BioMed Clear, 3D printing, mechanical properties, biocompatibility, wettability.

PROJECT ABSTRACT

This project evaluates the effect of cold atmospheric plasma (CAP) treatment on 3D-printed BioMed Clear resin by analyzing its wettability, water absorption and mechanical properties after aging under *in vitro* conditions. The treatment significantly improved the wettability without compromising the mechanical stability and, therefore, enhanced cellular adhesion.

1. Introduction

Additive manufacturing through stereolithography (SLA) has transformed the development of personalized biomedical devices. However, commercially available biocompatible photocurable resins present significant limitations in terms of wettability, which directly impacts cell adhesion and proliferation.

CAP treatment has emerged as a promising technique to modify the surface of polymers by introducing polar functional groups that increase surface energy and enhance biocompatibility without altering the internal structure of the material. However, there is a lack of studies evaluating the long-term effects of this treatment under simulated physiological conditions, a critical aspect to ensure safety and functionality in biomedical environments.

.

2. Project definition

The main objective of this work was to evaluate how CAP influences the surface energy and wettability of BioMed Clear resin while analyzing its effect on material properties after aging in PBS for 0, 1, 7, 30, 90, and 180 days. The specific objectives were:

- To analyze the impact of the treatment on the flexural and compressive mechanical properties after aging under simulated *in vitro* conditions.
- To evaluate water absorption and the release of soluble material.
- To determine the variation in contact angle and surface energy after CAP treatment.

3. Experimental methodology

This project consisted of two main parts: an experimental phase carried out in the laboratory and a subsequent phase of data analysis and interpretation. The diagram below illustrates the steps of the experimental process.

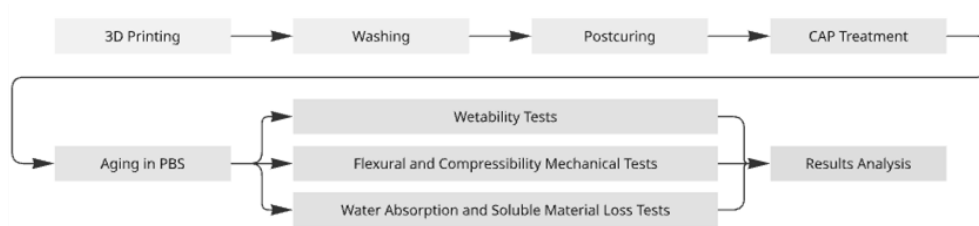


Diagram 1. Experimental proces workflow

BioMed Clear resin from Formlabs, certified under USP Class VI for prolonged contact with skin and mucous membranes, was used. Test specimens were fabricated using SLA on the Form3B printer, followed by a standardized protocol of isopropyl alcohol washing and UV post-curing. Parallel experimental groups were prepared: untreated (control) samples and CAP-treated samples. Surface treatment was performed using the PlasmAction device (IONBIOTEC) with cold atmospheric plasma generated from ambient air at room temperature. The samples were aged in phosphate-buffered saline (PBS) at 37°C for 0, 1, 7, 30, 90, and 180 days to simulate physiological conditions.

Characterization included: (i) flexural and compressive mechanical tests according to ISO 178 and ISO 604; (ii) water absorption and soluble material loss following ASTM D570-98; (iii) wettability assessment using goniometry with deionized water, diiodomethane, and ethylene glycol; (iv) calculation of surface energy using the Owens-Wendt method.

4. Results

CAP treatment induced a significant surface transformation. The water contact angle decreased from 72.97° to 34.37° , representing a 52.8% reduction. Surface energy increased from 44.4 mN/m to 61.67 mN/m, a 38.9% increase, mainly due to an increase in the polar component from 5.44 mN/m to 27.3 mN/m (a 402.8% increase). These results confirm the effective incorporation of polar functional groups on the surface.

The mechanical properties did not show significant differences between the CAP-treated and control samples, with similar trends observed across all properties. During the first 30 days of immersion in PBS, mechanical properties deteriorated due to water absorption, peaking during the first week of immersion. From day 30 onward, properties stabilized around a constant value.

Regarding the release of soluble material, after 180 days, CAP-treated samples exhibited slightly lower material loss compared to controls. Although the difference was not substantial, it suggests that CAP treatment may contribute to greater long-term chemical stability.

5. Conclusions

Cold atmospheric plasma treatment effectively improves the wettability of BioMed Clear resin, enhancing cellular adhesion and biocompatibility for tissue engineering applications without compromising the material's mechanical stability after prolonged aging. This study supports the use of CAP as a pre-treatment technique for 3D-printed biomedical devices, contributing to the development of more effective and safer solutions in regenerative medicine and related applications. Future research should focus on biological validation through cell culture assays to confirm the improvement in adhesion and proliferation inferred from wettability results, as well as the optimization of treatment parameters for specific long-term applications.

Índice de la memoria

<i>Índice de la memoria</i>	<i>1</i>
<i>Índice de tablas</i>	<i>4</i>
<i>Índice de imágenes</i>	<i>5</i>
<i>Capítulo 1. Introducción y objetivos</i>	<i>7</i>
1.1 Introducción.....	7
1.2 Motivación del proyecto.....	10
1.3 Objetivos del proyecto.....	11
1.4 Estructura del proyecto.....	11
1.5 Metodología.....	12
<i>Capítulo 2. Estado del Arte.....</i>	<i>13</i>
2.1 Tecnologías de Impresión 3D.....	13
2.2 Estereolitografía	15
2.2.1 Principio de Funcionamiento de la SLA.....	15
2.2.2 Aplicaciones Biomédicas de la SLA	16
2.2.3 Materiales Biocompatibles para SLA.....	16
2.3 Tratamiento de Plasma Frío	16
2.3.1 Fundamentos del Plasma Atmosférico Frío	16
2.3.2 Generación de Especies Reactivas	17
2.3.3 Modificación de Propiedades Superficiales	17
2.3.4 Aplicaciones Biomédicas.....	18
Medicina Regenerativa y Cicatrización	18
Aplicaciones Oncológicas	18
Aplicaciones en Odontología	18
2.4 Desafíos y Limitaciones del Uso de Plasma Frío	19
2.4.1 Envejecimiento Superficial.....	19
2.4.2 Absorción de Agua	19
2.4.3 Material Soluble.....	20
2.4.4 Optimización de Parámetros del Proceso	20
2.4.5 Consideraciones de Seguridad Biológica.....	21

Capítulo 3. Metodología Experimental.....	22
3.1 Material: Resina Fotocurable BioMed Clear.....	22
3.1.1 Naturaleza y Composición	22
3.1.2 Propiedades Químicas y Estructurales	23
3.2 Procedimientos y Equipos empleados	24
3.2.1 Impresión 3D.....	24
3.2.2 Limpieza y Postcurado	29
3.2.3 Envejecimiento	30
3.2.4 Tratamiento de Plasma Frío	32
3.3 Determinación de Propiedades Mecánicas	34
3.3.1 Ensayo de Flexión	35
3.3.2 Ensayo de Compresión.....	37
3.4 Ensayo de Absorción de Agua y Pérdida de Material Soluble.....	40
3.5 Ensayo de Mojabilidad y Energía Superficial	43
Capítulo 4. Análisis de Resultados.....	45
4.1 Resultados del Ensayo de Flexión.....	45
4.1.1 Resultados del Ensayo	45
4.1.2 Tensión Máxima	48
4.1.3 Módulo de Flexión.....	50
4.2 Resultados del Ensayo de Compresión.....	51
4.2.1 Resultados del Ensayo.....	51
4.2.2 Tensión Final.....	53
4.2.3 Tensión de Plato	55
4.2.4 Módulo de Compresión	56
4.3 Resultados del Ensayo de Absorción de Agua y Pérdida de Material Soluble	57
4.3.1 Absorción de Agua	57
4.3.2 Pérdida de Material Soluble	59
4.3.3 Resultados del Ensayo.....	60
4.4 Resultados del Ensayo de Mojabilidad.....	62
4.4.1 Ángulo de Contacto	62
4.4.2 Energía Superficial.....	64
Capítulo 5. Conclusiones.....	65

5.1	Comportamiento de la Absorción de Agua y Material Soluble.....	65
5.2	Impacto en las Propiedades Mecánicas	66
5.3	Evaluación del Impacto del Tratamiento de Plasma Atmosférico Frío	66
5.4	Implicaciones para Aplicaciones Biomédicas	68
5.5	Cumplimiento de Objetivos y Evaluación Global.....	70
	<i>Objetivos Alcanzados</i>	70
	<i>Limitaciones Identificadas</i>	70
Capítulo 6. Trabajos Futuros.....		71
6.1	Análisis Profundo de la Absorción De Agua	71
6.2	Ensayos Celulares de Adhesión y Proliferación.....	72
6.3	Caracterización de la Química Superficial	72
6.4	Otros Tratamientos de Modificación Superficial	73
Capítulo 7. Objetivos Desarrollo Sostenible		74
Capítulo 8. Bibliografía.....		75
ANEXO I. Ficha Técnica del Material.....		84

Índice de tablas

Tabla 1. Comparación de tecnologías de Impresión 3D.....	14
Tabla 2. Tensiones superficiales de los líquidos ensayados.....	43
Tabla 3. Tensión máxima a flexión (Sin plasma).....	48
Tabla 4. Tensión máxima a flexión (Con plasma).....	48
Tabla 5. Módulo de flexión (Sin plasma).....	50
Tabla 6. Módulo de flexión (Con plasma).....	50
Tabla 7. Tensión final compresión (Sin plasma).....	53
Tabla 8. Tensión final compresión (Con plasma)	53
Tabla 9. Tensión de plato (Sin plasma).....	55
Tabla 10. Tensión de plato (Con plasma).....	55
Tabla 11. Módulo de compresión (Sin plasma).....	56
Tabla 12. Módulo de compresión (Con plasma)	56
Tabla 13. Resultados de Absorción de Agua (Sin plasma)	57
Tabla 14. Resultados de Absorción de Agua (Con plasma).....	57
Tabla 15. Pérdida de material soluble (Sin plasma)	59
Tabla 16. Pérdida de material soluble (Con plasma).....	59
Tabla 17. Resultados del ángulo de contacto para los tres líquidos	62
Tabla 18. Resultados de energía superficial	64

Índice de imágenes

Imagen 1. Medida de la mojabilidad: tipo de material según el ángulo de contacto.....	8
Imagen 2. Medida de la mojabilidad: gota en una superficie y ángulo de contacto.....	9
Imagen 3. Proceso de Estereolitografía en Impresión 3D	15
Imagen 4. Impresora Form3B de FormLabs	24
Imagen 5. Archivo CAD: Probetas del ensayo de flexión.....	25
Imagen 6. Archivo CAD: Probetas del ensayo de compresión	25
Imagen 7. Archivo CAD: Placa de los ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble.....	26
Imagen 8. Archivo CAD: Placa de los ensayos de mojabilidad.....	26
Imagen 9. Archivo impresión: Probetas de flexión y compresión (vista lateral)	27
Imagen 10. Archivo impresión: Probetas de flexión y compresión (vista aérea).....	27
Imagen 11. Archivo impresión: Placas de ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble.....	28
Imagen 12. Cartucho de resina BioMed Clear	28
Imagen 13. Bandeja de impresión con la resina	28
Imagen 14. Unidad de limpieza FormWash	29
Imagen 15. Unidad de Postcurado FormCure	30
Imagen 16. Bote de pastillas de PBS.....	31
Imagen 17. Agitador magnético	31
Imagen 18. Muestras en la estufa para su envejecimiento	31
Imagen 19. Equipo PlasmAction de IONBIOTEC.....	32
Imagen 20. Calibre digital	34
Imagen 21. Ensayo de flexión a 3 puntos ELIB 20	36
Imagen 22. Placas de compresión ELIB 20.....	38
Imagen 23. Estufa.....	41
Imagen 24. Desecador	41
Imagen 25. Balanza	42
Imagen 26. Goniómetro.....	44

Imagen 27. Software OBS Studio	44
Imagen 28. Probeta rota.....	47
Imagen 29. Probetas dobladas	47
Imagen 30. Rotura frágil explosiva	54
Imagen 31. Fallo por microfisuración interna	54
Imagen 32. Gotas sobre la superficie Sin plasma.....	62
Imagen 33. Gotas sobre la superficie Con plasma	62

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En este capítulo se hace una introducción de este proyecto despertando el interés del lector por el proyecto y describiendo la motivación del mismo.

1.1 INTRODUCCIÓN

La revolución tecnológica en manufactura aditiva ha transformado múltiples sectores industriales. Entre ellos, destaca el campo de la bioingeniería por su capacidad para fabricar estructuras complejas con alta precisión. La **estereolitografía** (SLA) se ha posicionado como una de las técnicas de impresión 3D más prometedoras gracias a su excepcional resolución y excelente acabado superficial en las piezas fabricadas (*Melchels et al., 2010; Ngo et al., 2018*). Esta técnica se fundamenta en el uso de resinas fotocurables biocompatibles que solidifican al ser expuestas a radiación ultravioleta (UV), permitiendo la fabricación de dispositivos biomédicos como implantes, andamios para la regeneración tisular y órganos artificiales (*Giulia Pitzanti et al., 2023; Photopolymerisation, 2022*).

En el contexto biomédico, las propiedades superficiales de las resinas fotocurables desempeñan un papel fundamental en la interacción con los tejidos biológicos (*Kim et al., 2007*). Una de las propiedades más importantes es la mojabilidad de la superficie, ya que influye directamente en la adhesión y proliferación celular (*Neděla et al., 2017*). La mojabilidad constituye un fenómeno físico crucial para comprender la interacción entre un líquido (en nuestro caso, los fluidos corporales) y una superficie sólida (en este caso, la resina BioMed Clear) (*Contact Angle Measurements and Wettability | Nanoscience Instruments, s. f.; Susanna Laurén, 2025*).

La **mojabilidad** se define como la capacidad de un líquido para dispersarse y adherirse a la superficie de un sólido (*Contact Angle Measurements and Wettability | Nanoscience Instruments, s. f.*). Esta propiedad está determinada por las interacciones entre moléculas líquidas y sólidas, que dependen de la tensión superficial del fluido y de la energía superficial

del sólido (*Contact Angle*, s. f.; *Young's Equation*, s. f.). Una elevada mojabilidad implica que el líquido se expande de manera más eficiente sobre dicha superficie (Susanna Laurén, 2025).

Una metodología habitual de evaluar la mojabilidad es a través de la medición del **ángulo de contacto** que una gota de líquido forma al depositarse sobre la superficie a analizar. Este ángulo se mide entre la línea que se encuentra tangente a la superficie de la gota en el punto de contacto y la horizontal de la superficie sólida (*Contact Angle*, s. f.). Depende de las interacciones entre las tensiones superficiales en las interfaces sólido-líquido, líquido-vapor y sólido-vapor, tal como se describe en la ecuación de Young (*Young's Equation*, s. f.). Un ángulo de contacto reducido ($\theta < 90^\circ$) se asocia con una mojabilidad elevada o gran afinidad superficial hacia ese líquido (superficie hidrofílica) (Choqueuse et al., 1997; *Contact Angle Measurements and Wettability | Nanoscience Instruments*, s. f.). Por el contrario, un ángulo amplio ($\theta > 90^\circ$) indica mojabilidad reducida o baja afinidad (superficie hidrofóbica) (Geddes et al., 2020). La Imagen 1 (Measurlabs, s. f.) muestra estos ángulos.

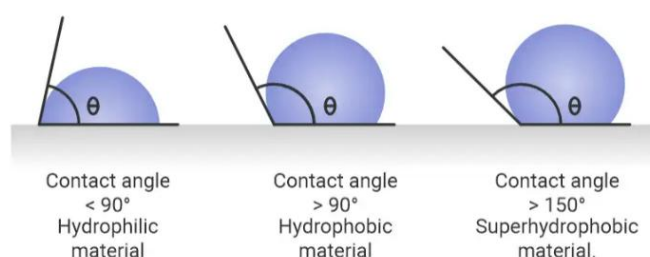


Imagen 1. Medida de la mojabilidad: tipo de material según el ángulo de contacto

Además del ángulo de contacto, otro parámetro importante en el análisis de mojabilidad es la **energía superficial**. Esta característica se refiere a la cantidad de energía requerida para crear una nueva superficie en un material, lo que conlleva a la ruptura de enlaces intermoleculares. En los fluidos, esta propiedad se expresa como tensión superficial (N/m o J/m²). La tensión superficial influye directamente en la capacidad del líquido para mojar o adherirse a la superficie de un material. Para que exista una buena mojabilidad, la energía superficial del medio sólido debe ser mayor que la tensión superficial del líquido (*Contact Angle*, s. f.; *Young's Equation*, s. f.).

El ángulo de contacto y las tensiones superficiales debidas a las interacciones moleculares entre los diferentes estados están interrelacionadas tal y como se observa en la Imagen 2 (*Effects of high gravity on properties of parts fabricated using material extrusion system by additive manufacturing: Heliyon, s. f.*), y son fundamentales para entender la mojabilidad.

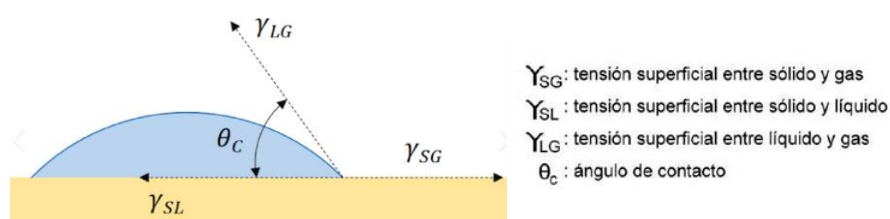


Imagen 2. Medida de la mojabilidad: gota en una superficie y ángulo de contacto

Una adecuada mojabilidad en la superficie de las piezas favorece la adhesión y proliferación celular y, por lo tanto, aumenta la eficiencia en aplicaciones como la regeneración tisular (Kim et al., 2007). Esto se debe a que los osteoblastos, células óseas, son células adherentes, lo que significa que requieren estar unidos a una superficie para crecer y diferenciarse generando un nuevo tejido óseo (*BioMed Clear Resin (Form 4) 1 L – Vision Miner, s. f.*). Sin embargo, es complejo conseguir una mojabilidad óptima en estas resinas fotocurables porque son poliméricas y, generalmente, los polímeros presentan baja energía superficial, lo que limita su aplicación en ciertos entornos biomédicos (*Neděla et al., 2017*).

Además de asegurar una buena respuesta celular y de biocompatibilidad, es fundamental que el material seleccionado presente unas propiedades mecánicas adecuadas para la aplicación específica que se le vaya a dar. En el ámbito de la ingeniería de tejidos y de los dispositivos médicos, la capacidad del material para soportar cargas, mantener la estabilidad dimensional y ofrecer una rigidez o flexibilidad apropiada resulta determinante para su éxito funcional en una aplicación concreta.

Con el objetivo de abordar esta limitación, se han explorado diversos tratamientos de modificación superficial, entre los cuales el plasma atmosférico frío (CAP, por sus siglas en inglés) ha demostrado ser una opción eficaz. Dicho tratamiento consiste en exponer la superficie del material a un plasma generado a presión atmosférica y baja temperatura, lo

que permite modificar sus propiedades físicas y químicas superficiales sin afectar significativamente su estructura interna (*Volotskova, 2012*). En particular, este procedimiento puede introducir grupos funcionales polares en la superficie del material, mejorando así su mojabilidad y su compatibilidad biológica (Pingshan Luan et al., 2017).

En este proyecto se propone investigar el efecto de dicho tratamiento de plasma atmosférico frío sobre resinas fotocurables biocompatibles empleadas en impresión 3D (*Schneider & BurrIDGE, 1994*). Si bien este tratamiento se utiliza habitualmente para mejorar la mojabilidad y optimizar la adhesión y la biocompatibilidad superficial de las piezas, el objetivo principal de este proyecto es evaluar si esta mejora pudiese comprometer el comportamiento mecánico del material tras un envejecimiento prolongado *in vitro*. De esta manera, se evaluará si el tratamiento de plasma afecta negativamente a las propiedades mecánicas de las piezas tras períodos de inmersión en solución tampón fosfato (PBS) de diferente duración, que simulan condiciones fisiológicas. Además, se analizará el impacto del envejecimiento en dichas resinas, examinando la absorción de agua, la pérdida de material soluble y la variación de propiedades mecánicas a lo largo del tiempo (*Law, 2014*).

La importancia de este estudio radica en la posibilidad de optimizar las propiedades de las resinas fotocurables para aplicaciones biomédicas, contribuyendo al avance de la bioingeniería y facilitando el desarrollo de dispositivos más eficaces para la regeneración de tejidos y otros tratamientos médicos innovadores (*Melchels et al., 2010; Ngo et al., 2018*).

1.2 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

La creciente demanda de dispositivos biomédicos personalizados y eficientes ha impulsado el desarrollo de tecnologías y materiales. La estereolitografía ofrece una solución viable para la fabricación de estos dispositivos, pero presenta limitaciones en cuanto a la mojabilidad de las resinas empleadas, afectando a su biocompatibilidad. Con los distintos ensayos llevados a cabo en este proyecto se propone mejorar las propiedades superficiales de las resinas fotocurables para garantizar su óptimo desempeño en aplicaciones biomédicas sin producir una merma en las propiedades mecánicas, ni de forma inmediata, ni tras un tiempo de envejecimiento.

1.3 OBJETIVOS DEL PROYECTO

El principal objetivo de este proyecto es evaluar el efecto del tratamiento de plasma atmosférico frío en las propiedades mecánicas y en la mojabilidad de resinas fotocurables, en concreto de la resina BioMed Clear (*Neděla et al., 2017; Schneider & Burrridge, 1994*). Se estudiará también el efecto del envejecimiento en condiciones similares a las de *in vitro*. Se conseguirá llevando a cabo los siguientes estudios específicos:

- Analizar la influencia del tratamiento de plasma en la energía superficial (mojabilidad) de una resina fotocurable, la resina BioMed Clear.
- Evaluar la influencia del tratamiento de plasma en las propiedades mecánicas de la resina bajo condiciones que simulan un entorno *in vitro* mediante ensayos de flexión y compresión.
- Determinar si la absorción de agua por parte de la resina varía con el tratamiento de plasma, y cómo esta puede afectar a las propiedades del material (*Law, 2014*).
- Analizar el impacto del envejecimiento de la resina en condiciones *in vitro* durante 0, 1, 7, 30, 90 y 180 días en la absorción de agua y en las propiedades mecánicas de las resinas tratadas para estudiar su durabilidad.

1.4 ESTRUCTURA DEL PROYECTO

El proyecto está organizado en los siguientes capítulos:

1. Introducción y objetivos: presenta el contexto, motivación, objetivos y estructura.
2. Estado del arte: proporciona una explicación sobre las resinas fotocurables, el tratamiento de plasma frío y sus aplicaciones biomédicas.
3. Metodología experimental: materiales, equipos y procedimientos utilizados.
4. Análisis de resultados: presenta y discute los resultados obtenidos en los ensayos.
5. Conclusiones y recomendaciones: sintetiza los hallazgos principales del estudio.
6. Trabajos futuros: identifica investigaciones futuras que podrán realizar para complementar y profundizar en los hallazgos de este proyecto.

7. Objetivos de desarrollo sostenible: ODS relevantes a los que el proyecto contribuye, destacando su impacto en la salud, la sostenibilidad y la tecnología responsable.

1.5 METODOLOGÍA

Las tareas llevadas a cabo durante la realización del proyecto se especifican a continuación:

- Conocimientos previos: investigación y búsqueda bibliográfica sobre el tema, conocimiento y aprendizaje sobre los diferentes materiales y equipos a utilizar.
- Preparación de las muestras: fabricación de probetas utilizando la resina BioMed Clear mediante impresión 3D por estereolitografía.
 - Probetas para ensayos mecánicos de flexión
 - Probetas para ensayos mecánicos de compresión
 - Probetas para ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble
 - Probetas para los ensayos de mojabilidad
- Tratamiento de plasma atmosférico frío: exposición de parte de las probetas impresas en cada uno de los lotes de envejecimiento a plasma de baja temperatura para modificar sus propiedades superficiales, concretamente, de mojabilidad.
- Envejecimiento: inmersión de las muestras en una solución salina de PBS e inserción en estufa a 37°C para simular las condiciones *in vitro* y estudiar el efecto en diferentes periodos de tiempo.
- Ensayos de caracterización:
 - Ensayos mecánicos de flexión
 - Ensayos mecánicos de compresión.
 - Ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble
 - Ensayos de mojabilidad
- Análisis: de los datos obtenidos en los ensayos e interpretación de resultados.
- Redacción de la memoria

Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE

El presente capítulo analiza el estado actual del conocimiento en las áreas fundamentales para este estudio: las tecnologías de impresión 3D, con especial énfasis en la estereolitografía, y el tratamiento de plasma atmosférico frío aplicado a materiales biocompatibles.

2.1 TECNOLOGÍAS DE IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D, también conocida como fabricación aditiva, ha experimentado un desarrollo extraordinario desde su introducción en la década de 1980 (*The History of 3D Printing*, 2025).

Inicialmente utilizada como una herramienta de prototipado rápido, esta tecnología ha evolucionado hasta convertirse en método de fabricación esencial en sectores como la manufactura, medicina, automoción y aeroespacial (*The History of Additive Manufacturing: A Journey Through Time*, s. f.).

Las principales tecnologías de impresión 3D se clasifican según su principio de funcionamiento y el material empleado. Entre las técnicas más relevantes se encuentran el modelado por deposición fundida (FDM), la estereolitografía (SLA) y la sinterización selectiva por láser (SLS).

Cada tecnología presenta características distintivas que determinan su idoneidad para aplicaciones específicas. A continuación, en la

Tabla 1 se especifican algunas de ellas (*Comparación de tecnologías de impresión 3D: FDM, SLA o SLS | Formlabs*, s. f.; Sara López de Armentia et al., 2020):

Parámetro	FDM	SLA	SLS
Funcionamiento	Extrusión de filamento termoplástico	Curado UV de resina líquida	Sinterización láser de polvo
Resolución	0.1 – 0.3 mm	0.05 – 0.15 mm	0.06 – 0.15 mm
Precisión	Moderada	Muy alta	Muy alta
Acabado superficial	Rugoso (líneas de capa visibles)	Excelente	Bueno
Velocidad	Rápida	Moderada	Lenta
Materiales	Termoplásticos	Resinas fotocurables	Polvos poliméricos, metálicos
Costo inicial	Bajo	Moderado	Alto
Aplicaciones biomédicas	Prototipos básicos	Modelos precisos, implantes	Prótesis funcionales

Tabla 1. Comparación de tecnologías de Impresión 3D

El FDM destaca por su simplicidad operativa y bajo costo, pero presenta limitaciones en precisión y acabado superficial. La SLS ofrece excelente funcionalidad mecánica y no requiere estructuras de soporte, aunque implica mayor complejidad técnica.

Por su parte, la SLA, tecnología central de este proyecto, combina alta precisión y excelente acabado superficial, características que la posicionan como la opción preferente para aplicaciones biomédicas en las que la calidad superficial es una propiedad superior (Gerald Greil et al., 2007). La velocidad en estos casos no es un factor determinante, puesto que suele fabricarse únicamente una pieza destinada a una aplicación concreta.

2.2 ESTEREOLITOGRAFÍA

La estereolitografía, desarrollada por Chuck Hull en 1984, constituye una técnica de fabricación sólida de formas libres (SFF) basada en la fotopolimerización selectiva de resinas líquidas mediante radiación ultravioleta (*The History of Additive Manufacturing: A Journey Through Time*, s. f.). Esta tecnología utiliza un láser o proyector para solidificar la resina capa por capa, construyendo objetos tridimensionales con precisión micrométrica (*Li et al.*, 2023). En el ámbito biomédico, sus avances han facilitado la fabricación de implantes personalizados, herramientas quirúrgicas y piezas a medida.

2.2.1 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LA SLA

El proceso SLA se fundamenta en la conversión de monómeros y oligómeros fotosensibles en polímeros reticulados mediante la acción de un fotoiniciador activado por luz UV (*Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing* | *Formlabs*, s. f.). La energía lumínica rompe los enlaces del fotoiniciador, generando radicales libres que inician la polimerización de la cadena. Este mecanismo permite el control preciso de la solidificación lo que facilita la fabricación de estructuras con resoluciones del orden de 25-100 micrómetros. Se observa una ilustración del proceso de impresión 3D por estereolitografía en la Imagen 3 («FORM 4 FORMLABS», s. f.).

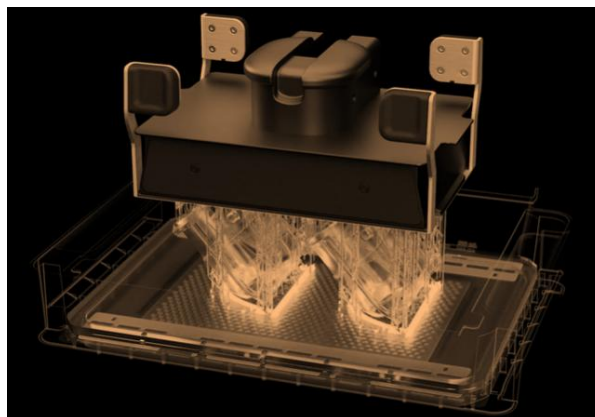


Imagen 3. Proceso de Estereolitografía en Impresión 3D

2.2.2 APLICACIONES BIOMÉDICAS DE LA SLA

La capacidad de la SLA para procesar datos procedentes de técnicas de imagen médica como una resonancia magnética (MRI) o una tomografía computarizada (CT), la convierte en una herramienta valiosa para aplicaciones clínicas (Gerald Greil et al., 2007). Ejemplos de estas aplicaciones son modelos anatómicos de reproducción física de estructuras para planificación quirúrgica y formación médica, dispositivos personalizados que mejoran la precisión de intervenciones, implantes adaptados a la anatomía específica del paciente, o andamios para ingeniería tisular que facilitan el crecimiento celular y la regeneración de tejidos (Matt Neale, 2024).

2.2.3 MATERIALES BIOCOMPATIBLES PARA SLA

En esta línea, el desarrollo de resinas biocompatibles ha sido fundamental para expandir la SLA a aplicaciones biomédicas. La resina BioMed Clear han demostrado cumplir con los estándares ISO para biocompatibilidad, incluyendo ensayos de citotoxicidad, sensibilización e irritación (*ANEXO I. Ficha Técnica del Material*). Estas resinas Clase VI USP están certificadas para el contacto prolongado con la piel y membranas mucosas, además de permitir procesos de esterilización.

2.3 TRATAMIENTO DE PLASMA FRÍO

2.3.1 FUNDAMENTOS DEL PLASMA ATMOSFÉRICO FRÍO

El plasma atmosférico frío o plasma no térmico (CAP, por sus siglas en inglés), representa el cuarto estado de la materia y ha sido objeto de estudio desde mediados del siglo XX debido a su versatilidad y sus aplicaciones potenciales en diversos campos. Se caracteriza por la ionización parcial de gases a presión atmosférica y temperaturas próximas al ambiente (Chuanlong Ma et al., 2023). Este estado se compone de electrones libres, iones positivos y negativos, átomos neutros, moléculas excitadas y especies reactivas.

A diferencia del plasma térmico utilizado en aplicaciones industriales de alta temperatura, el plasma frío mantiene la temperatura del gas portador cercana a la del ambiente mientras los electrones alcanzan temperaturas equivalentes de varios miles de grados Kelvin. Esta característica permite su aplicación segura en materiales termosensibles como las resinas y sistemas biológicos (Hilal Turkoglu Sasmazel et al., 2021).

2.3.2 GENERACIÓN DE ESPECIES REACTIVAS

El plasma frío produce una amplia gama de especies reactivas de oxígeno y nitrógeno (ROS y RNS), incluyendo radicales de hidroxilo (-OH), oxígeno atómico (O), ozono (O₃), óxido nítrico (NO) y peróxido de hidrógeno (H₂O₂). Estas especies presentan concentraciones muy elevadas y desempeñan roles fundamentales en los efectos biológicos del plasma (*Sousa et al., s.f.*). De esta manera, pueden inducir respuestas celulares específicas, como la apoptosis en células tumorales, sin dañar las células sanas circundantes. Además, puede inactivar microorganismos patógenos, lo que lo hace útil en procedimientos de desinfección y esterilización.

2.3.3 MODIFICACIÓN DE PROPIEDADES SUPERFICIALES

En el contexto de este proyecto, el tratamiento de plasma frío es especialmente relevante por su capacidad para inducir modificaciones químicas y físicas en las superficies poliméricas que resultan en cambios significativos de mojabilidad. Este efecto se logra mediante la introducción de grupos funcionales polares en la superficie del material, mejorando la interacción con los medios acuosos y, en consecuencia, facilitando la adhesión y proliferación celular (*Primc & Mozetič, 2024*). Por esta razón, su implementación en el tratamiento de resinas como BioMed Clear empleadas en impresión 3D biomédica representa una estrategia innovadora para mejorar la biocompatibilidad y el rendimiento de los dispositivos fabricados.

2.3.4 APLICACIONES BIOMÉDICAS

Dadas sus características especiales, el plasma frío ha encontrado diversas aplicaciones biomédicas en la medicina moderna.

MEDICINA REGENERATIVA Y CICATRIZACIÓN

El plasma frío ha demostrado efectos beneficiosos en la cicatrización de heridas crónicas mediante múltiples mecanismos (*Cold atmospheric plasma (CAP) in wound healing: harnessing a dual-edged sword in: Redox Experimental Medicine Volume 2024 Issue 1 (2024), 2024.*). Los tratamientos estimulan la angiogénesis, reducen la carga bacteriana y modulan la respuesta inflamatoria (*Bekeschus et al., 2021*). Así, se han empleado con éxito en la desinfección y cicatrización de heridas crónicas, acelerando la regeneración de tejidos y eliminando microorganismos perjudiciales. Estudios clínicos han reportado una reducción significativa en el tiempo de cicatrización y una mejora en la calidad del tejido regenerado (*Hye Ran Lee et al., 2023*).

APLICACIONES ONCOLÓGICAS

Investigaciones recientes sugieren que el plasma frío puede inducir apoptosis selectiva en células cancerosas sin afectar significativamente las células sanas circundantes. Este efecto se relaciona con la generación controlada de estrés oxidativo y la activación de vías apoptóticas específicas (*Diana Velayos, 2023*).

APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA

La capacidad antimicrobiana del plasma frío se atribuye a la acción sinérgica de especies reactivas, radiación UV y bombardeo iónico. Estudios han demostrado reducciones en diversos microorganismos patógenos, incluyendo bacterias resistentes a antibióticos, virus y esporas. Por ejemplo, se ha utilizado para esterilizar instrumentos y tratar infecciones bucales, demostrando eficacia en la eliminación de bacterias y virus en la cavidad oral (*Gert Jungbauer et al., 2022; Samira Elaissi et al., 2022*).

2.4 DESAFÍOS Y LIMITACIONES DEL USO DE PLASMA FRÍO

El tratamiento con plasma, aunque prometedor, enfrenta varios desafíos significativos que deben ser considerados para garantizar su eficacia y seguridad en aplicaciones biomédicas.

2.4.1 ENVEJECIMIENTO SUPERFICIAL

Uno de los principales desafíos del tratamiento con plasma es la pérdida gradual de las propiedades superficiales mejoradas tras el tratamiento. Este fenómeno es conocido como envejecimiento o recuperación hidrofóbica. El proceso involucra la reorientación molecular, migración de cadenas poliméricas y pérdida de grupos funcionales polares. La cinética del envejecimiento depende de factores como temperatura, humedad, tipo de polímero y parámetros de tratamiento (Csenge Vámos et al., 2024). Algunos estudios indican que la recuperación hidrofóbica ocurre principalmente durante las primeras horas post-tratamiento, estabilizándose posteriormente (Miran Mozetič, 2023).

2.4.2 ABSORCIÓN DE AGUA

La absorción de agua en polímeros es un fenómeno físico-químico en el que las moléculas de agua penetran en la matriz polimérica a través de difusión molecular y capilaridad (*Moisture Absorption Testing As Per ASTM D570 - Kiyo R&D*, 2024). En resinas fotocurables para impresión 3D, como la resina estudiada BioMed Clear, este proceso está influenciado por el grado de entrecruzamiento de la red tridimensional formada durante la polimerización. El agua se desplaza desde zonas de alta concentración hacia zonas de baja concentración dentro del polímero, siguiendo generalmente las leyes de difusión de Fick. Esta propiedad tiene múltiples efectos en las características del material (*Sideridou et al.*, 2003) En cuanto a las propiedades mecánicas, el agua actúa como plastificante, reduciendo la temperatura de transición vítrea y disminuyendo el módulo elástico, resistencia a tracción y dureza superficial. Además, provoca hinchamiento del material, pudiendo alterar las dimensiones y forma de los dispositivos médicos. Por último, puede facilitar la liberación de monómeros no polimerizados o productos de degradación potencialmente citotóxicos. El tratamiento de plasma superficial podría promover la absorción de agua y la pérdida de

material soluble por parte del polímero, actuando de forma negativa sobre sus propiedades mecánicas, lo cual supondría una limitación para su uso.

2.4.3 MATERIAL SOLUBLE

La solubilidad se refiere a la capacidad de componentes del polímero para disolverse en medios acuosos (*Ozer et al., 2014*). En resinas fotocurables biomédicas, estos componentes incluyen monómeros no polimerizados, oligómeros de bajo peso molecular, fotoiniciadores resicuales y productos de degradación hidrolítica. La solubilidad está directamente relacionada con la absorción de agua, ya que el agua absorbida puede actuar como medio para la extracción de estos componentes solubles (*Sideridou et al., 2003*).

La presencia de material soluble tiene implicaciones críticas en las aplicaciones biomédicas. En primer lugar, los monómeros liberados pueden ser citotóxicos para las células de contacto. Además, la pérdida de material puede crear microporos y debilitar la estructura. Y, la liberación continua o espontánea de estos componentes puede generar respuestas inflamatorias o reacciones adversas (*Ozer et al., 2014*).

2.4.4 OPTIMIZACIÓN DE PARÁMETROS DEL PROCESO

La eficacia del tratamiento con plasma depende críticamente de parámetros como el tipo de gas, la potencia, el tiempo de exposición, la presión y la distancia entre el electrodo y la muestra. Un tratamiento insuficiente no logra las modificaciones deseadas, mientras que condiciones excesivas pueden causar degradación del material (Primc & Mozetič, 2024). Por otra parte, la compatibilidad de materiales también representa un reto. No todas las resinas fotocurables responden de la misma manera al tratamiento con plasma, lo que requiere una evaluación previa para seleccionar el método y los parámetros más adecuados.

2.4.5 CONSIDERACIONES DE SEGURIDAD BIOLÓGICA

Aunque el plasma frío es generalmente seguro para aplicaciones biomédicas, una concentración elevada de especies reactivas puede inducir citotoxicidad. Por esta razón, resulta fundamental establecer ventanas terapéuticas que maximicen los efectos beneficiosos minimizando los riesgos (Boehm & Bourke, 2018). En el contexto de la medicina personalizada, en la que se fabrican dispositivos individualizados en pequeñas cantidades, la optimización de parámetros puede realizarse de manera específica para cada aplicación, garantizando así la escalabilidad y reproducibilidad de estos tratamientos.

Abordar estos desafíos requiere un enfoque multidisciplinario que combine investigación experimental y modelado teórico, así como la colaboración entre ingenieros, expertos en materiales y profesionales de la salud. Esto garantizará que las resinas tratadas con plasma puedan cumplir con los estrictos requisitos de las aplicaciones biomédicas.

Capítulo 3. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

Este capítulo describe la metodología experimental empleada para evaluar el efecto del tratamiento de plasma atmosférico frío en las propiedades mecánicas y superficiales de resinas fotocurables biocompatibles utilizadas en impresión 3D.

3.1 MATERIAL: RESINA FOTOCURABLE BIOMED CLEAR

El material seleccionado para este estudio es la resina BioMed Clear de Formlabs, una resina fotopolimerizable diseñada específicamente para aplicaciones biomédicas que requieren contacto prolongado con la piel o membranas mucosas. Esta resina, utilizada en tecnologías de impresión 3D como la estereolitografía (SLA), combina biocompatibilidad, resistencia mecánica y estabilidad química, lo que la convierte en una opción ideal para la fabricación de dispositivos médicos y componentes relacionados (*BioMed Clear Resin (Form 4) 1 L – Vision Miner, s. f.*) (*ANEXO I. Ficha Técnica del Material*).

Esta resina está diseñada específicamente para “contacto superficial de largo plazo (más de 30 días)”. Su uso se centra en aplicaciones biomédicas en contacto con la piel o con vías de gases respiratorios y membranas mucosas. Además, permite un contacto de corta duración (menos de 24h) con huesos, tejidos y dentina. Sus aplicaciones más comunes son la administración controlada de fármacos, así como usos que requieren alta resistencia al desgaste y un bajo nivel de absorción de agua en el tiempo.

3.1.1 NATURALEZA Y COMPOSICIÓN

Las resinas fotocurables, como BioMed Clear, son materiales líquidos que se transforman en sólidos rígidos mediante un proceso de polimerización iniciado por luz ultravioleta (UV). Este proceso es clave en tecnologías de impresión 3D como la SLA, permitiendo fabricar piezas con alta resolución y detalles precisos. La composición típica de estas resinas incluye los siguientes componentes:

- Monómeros acrílicos o metacrílicos: son pequeñas moléculas orgánicas que constituyen las unidades básicas de polimerización, caracterizándose por su bajo peso molecular y alta reactividad bajo radiación UV. Al ser activados por luz UV, forman largas cadenas poliméricas que determinan las propiedades del material (Jennie Jones, 2023).
- Oligómeros: actúan como agentes de reticulación, como un puente entre monómeros y la red polimérica final, proporcionando estabilidad dimensional y determinando las propiedades mecánicas del polímero curado (*Understanding the Composition of Stereolithography Resin - UnionTech*, s. f.).
- Fotoiniciadores: absorben la energía lumínica en el rango de luz UV, generando radicales libres que inician la reacción de polimerización en cadena (Jennie Jones, 2023).

3.1.2 PROPIEDADES QUÍMICAS Y ESTRUCTURALES

Durante el proceso de fotopolimerización, la resina BioMed Clear desarrolla una red polimérica tridimensional altamente reticulada que determina sus propiedades características (Ali Bagheri & Jianyong Jin, 2019). A continuación, se explican algunas de las propiedades químicas y estructurales más características para aplicaciones biomédicas.

- Biocompatibilidad: cumple con los estándares USP Clase VI, garantizando que no genera toxicidad celular ni provoca inflamaciones en tejidos biológicos. Se fundamenta en la estabilidad de su red polimérica, que minimiza la migración de compuestos residuales al medio fisiológico.
- Resistencia mecánica: la red entrecruzada proporciona una alta resistencia a cargas y esfuerzos. Se caracteriza por un módulo de flexión de 2080 MPa y una resistencia a la flexión de 84 MPa, valores que la posicionan como un material apropiado para aplicaciones estructurales en dispositivos médicos.
- Hidrofobicidad superficial: Caracterizada por ángulos de contacto superiores a 90°, minimiza la absorción de agua y mantiene sus propiedades mecánicas y dimensionales en ambientes húmedos como el interior del cuerpo humano (*Contact Angle Measurements and Wettability | Nanoscience Instruments*, s. f.).

- Estabilidad térmica: resiste temperaturas moderadas sin deformarse, permitiendo su uso en procesos de esterilización como autoclave o irradiación UV.
- Resistencia al desgaste: su rigidez y densidad la hacen resistente a la fricción, ideal para dispositivos expuestos a movimientos repetitivos de fatiga.

3.2 PROCEDIMIENTOS Y EQUIPOS EMPLEADOS

3.2.1 IMPRESIÓN 3D

La fabricación de las probetas se ha realizado utilizando la Impresora Form3B de FormLabs, mostrada en la Imagen 4. Se trata de una impresora de estereolitografía (SLA) que emplea la tecnología Low Force Stereolithography (LFS) para producir piezas de alta precisión con superficies de calidad excepcional (*Formlabs Launches Low-Force Stereolithography 3D Printers | Additive Manufacturing*, s. f.). Esta tecnología utiliza un tanque flexible que reduce las fuerzas de separación durante el proceso de impresión, y de esta manera mejora la calidad superficial y la precisión dimensional de las piezas fabricadas.



Imagen 4. Impresora Form3B de FormLabs

La preparación del modelo se realizó mediante un software de diseño asistido por ordenador (CAD). Posteriormente, se ha procesado el modelo tridimensional creado en PreForm, el software de preparación de impresiones de FormLabs, para la configuración de parámetros de impresión como la orientación, los soportes necesarios, el grosor de capa y el tipo de resina. Las medidas de las probetas impresas las dicta cada una de las normas de los ensayos.

- Las de flexión se han impreso según la norma UNE EN ISO 178: 2003, con las siguientes dimensiones: 80x10x4 mm como en la Imagen 5 (AENOR, 2002).

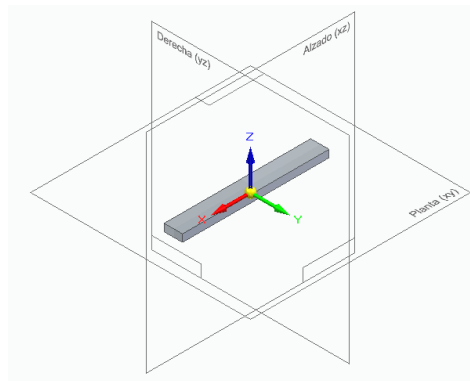


Imagen 5. Archivo CAD: Probetas del ensayo de flexión

- Las de compresión se han impreso según la norma UNE EN ISO 604: 2002, con las siguientes dimensiones: 6mm de diámetro y 12mm de altura, con forma cilíndrica como se observa en la Imagen 6 (AENOR, 2002).

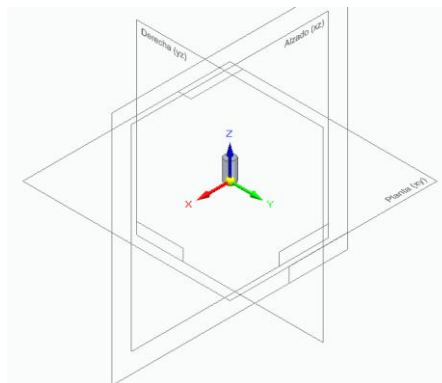


Imagen 6. Archivo CAD: Probetas del ensayo de compresión

- Para las probetas de la absorción de agua y pérdida de material soluble, la norma ASTM D570-98 dicta que las dimensiones de impresión de las muestras deben de ser 60x60x1mm, como en la Imagen 7 (ASTM International., 1999).

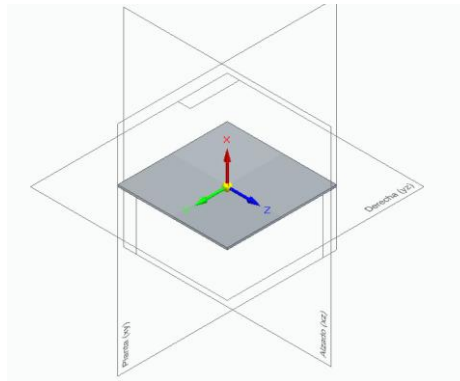


Imagen 7. Archivo CAD: Placa de los ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble

- Para las probetas empleadas en el ensayo para estudiar la mojabilidad con la energía superficial, las probetas se han fabricado con unas dimensiones de 40x30x2mm, tal y como se observa en el diseño de la Imagen 8. Aquí no hay una norma que especifique las dimensiones, pero se han tomado estas por conveniencia a la hora de realizar luego las medidas del ángulo de contacto.

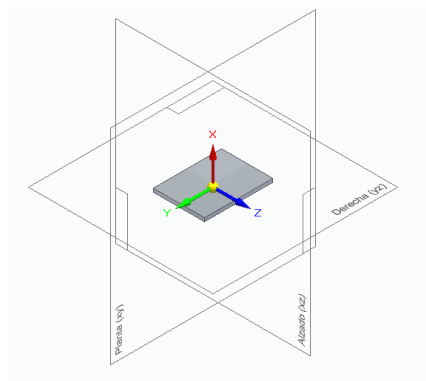


Imagen 8. Archivo CAD: Placa de los ensayos de mojabilidad

En cuanto a la orientación, las probetas de flexión se han ajustado formando 5° con la horizontal. Por otra parte, las probetas de compresión se imprimieron inicialmente en posición horizontal. Sin embargo, esto provocaba que las probetas se imprimiesen con una ligera curvatura que provocaba el pandeo de las mismas al ensayarlas a compresión, y una rotura en el ensayo más temprana y a una menor fuerza que la que realmente podía soportar el material. Es por ello que, finalmente, las probetas de compresión se decidió imprimirlas en vertical, ya que así se consiguió que la forma cilíndrica se mantuviese en la impresión.

El material elegido es la resina BioMed Clear con un grosor de capa de 100 micras y una potencia de curado optimizada para dicha resina (*BioMed Clear Resin (Form 4) I L – Vision Miner*, s. f.). Una vez completada la configuración, el resultado es el que muestran las Figuras: Imagen 9, Imagen 10 e Imagen 11.

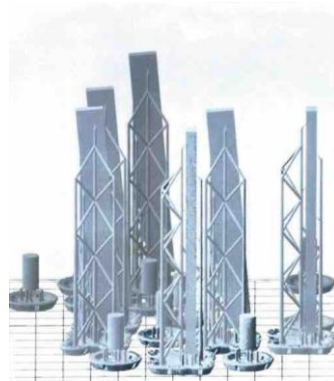


Imagen 9. Archivo impresión: Probetas de flexión y compresión (vista lateral)

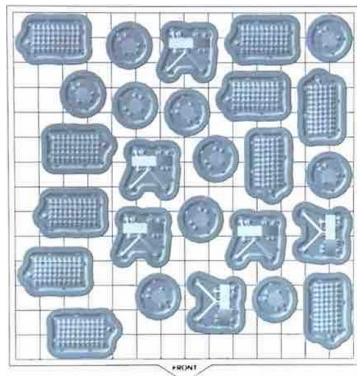


Imagen 10. Archivo impresión: Probetas de flexión y compresión (vista aérea)

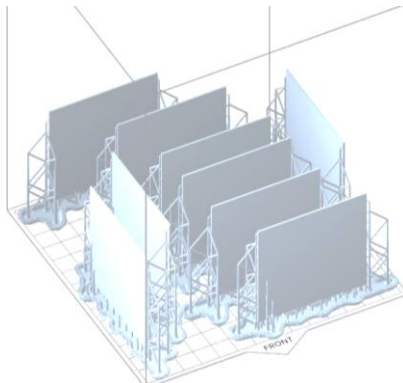


Imagen 11. Archivo impresión: Placas de ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble

Una vez preparados los archivos, estos se envían a la impresora, en la que se carga el cartucho de resina BioMed Clear que se muestra en la Imagen 12 y se coloca en la bandeja de impresión que aparece en la Imagen 13.



Imagen 12. Cartucho de resina BioMed Clear



Imagen 13. Bandeja de impresión con la resina

Una vez efectuado esto, se puede comenzar la impresión.

3.2.2 LIMPIEZA Y POSTCURADO

El procesamiento posterior a la impresión siguió un protocolo estandarizado para garantizar las propiedades óptimas del material (*Post-Processing Solutions for SLA and SLS 3D Printing*, s. f.). Tras la impresión, las probetas fueron inspeccionadas visualmente para verificar la ausencia de defectos superficiales como rayas, orificios, hendiduras, rebabas y otras imperfecciones que puedan influir en los resultados. Las superficies que estarán en contacto con las placas de compresión deben ser paralelas entre sí y perpendiculares a la dirección longitudinal. Para comprobar esto, las probetas se examinan visualmente con reglas, escuadras y placas planas, y se comprueban las medidas con calibres micrométricos. La impresión 3D tiene una precisión muy alta, por lo que no ha habido desviaciones medibles u observables que hayan hecho descartar ninguna de las probetas impresas.

Tras quitarles los soportes, la limpieza de las probetas se realiza durante 20 minutos en alcohol isopropílico (IPA) utilizando el equipo de limpieza FormWash de FormLabs en la Imagen 14. Esta máquina utiliza un mecanismo de agitación controlada para eliminar completamente la resina no polimerizada. Después, las muestras se someten a un proceso de postcurado en el equipo FormCure de la Imagen 15 durante 60 minutos a 60°C bajo radiación UV de 405 nm. El proceso complementa la reticulación del polímero optimizando sus propiedades mecánicas y la biocompatibilidad del material (*Blazing Fast SLA Post-Processing | Formlabs*, s. f.; *Meet Form Wash and Form Cure: Professional Post-Processing for Cleaner, Stronger Parts - Formlabs News - Formlabs Community Forum*, s. f.).



Imagen 14. Unidad de limpieza FormWash



Imagen 15. Unidad de Postcurado FormCure

Un ajuste preciso del tiempo de postcurado es crucial para producir propiedades mecánicas adecuadas en resinas impresas en 3D. En el caso de este proyecto, se fijó un tiempo de 1h. También se efectuó una prueba de postcurado de 3h, pero los resultados no presentaron diferencias significativas. Lo que sí se comprobó fue la importancia de precalentar la unidad de postcurado para que el proceso se realice 1h a temperatura uniforme.

3.2.3 ENVEJECIMIENTO

El protocolo de envejecimiento de las resinas fotocurables se diseñó con el objetivo de simular las condiciones fisiológicas a las que estarían expuestas las piezas en aplicaciones biomédicas. Es un proceso que puede implicar cambios en sus propiedades físicas, químicas y mecánicas en el tiempo. Entre otros, degradación, amarilleamiento, pérdida de resistencia mecánica y alteraciones en la biocompatibilidad (CORONICA, 2024; Marin et al., 2021).

Tras la impresión, el lavado y el postcurado, las probetas se envejecieron durante un tiempo predeterminado de 0, 1, 7, 30, 90 y 180 días. El envejecimiento se realizó sumergiendo las muestras en solución salina tamponada con fosfato (PBS - Phosphate-buffered saline) que mantiene un pH de 7,4, simulando las condiciones del cuerpo humano (Imagen 16). Esta solución salina se preparó según procedimientos estándar (*Phosphate Buffered Saline (PBS)* - *Sharebiology*, 2018): una pastilla por cada 200 ml de agua ultrapura, mezclándolo en el agitador magnético de la Imagen 17 a temperatura ambiente y 400-500 rpm.

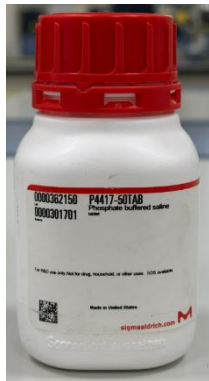


Imagen 16. Bote de pastillas de PBS



Imagen 17. Agitador magnético

A continuación, las muestras se introdujeron en una estufa de la marca Selecta y modelo 0427741 de características 230 V / 50-60 Hz / 1200 W. Se mantuvieron a una temperatura de 37° C durante su respectivo tiempo de envejecimiento, como se observa en las muestras de la Imagen 18 para simular las condiciones de envejecimiento en el ambiente corporal humano durante ese periodo.



Imagen 18. Muestras en la estufa para su envejecimiento

Una vez finalizado el envejecimiento de las muestras, se retiraron de la estufa, se secaron y se sometieron a pruebas mecánicas el mismo día. Se realizaron ensayos mecánicos de flexión y compresión para cada una de las muestras preparadas para cada ensayo. Los métodos y materiales utilizados en cada ensayo se describen en el punto 3.3. Determinación de Propiedades Mecánicas.

3.2.4 TRATAMIENTO DE PLASMA FRÍO

El tratamiento superficial de plasma frío es una herramienta clave en la mejora de las propiedades superficiales de las resinas fotocurables empleadas en impresión 3D, como la BioMed Clear, utilizada en aplicaciones biomédicas. Este proceso permite mejorar la mojabilidad, adhesión de las intercapas y compatibilidad biológica, aspectos cruciales para mejorar el rendimiento de dispositivos biomédicos fabricados mediante técnicas de manufactura aditiva (Roopak Murali et al., 2024).

El PlasmAction, desarrollado por Medical Plasmas, S.L., es un dispositivo diseñado específicamente para generar plasma frío de alta eficacia en tratamientos de superficies. Este equipo emplea tecnología de alta frecuencia que produce un campo eléctrico intenso, ionizando gases atmosféricos como el aire o el argón, generando plasma no térmico rico en especies reactivas de oxígeno (ROS) y nitrógeno (RNS). Este plasma es capaz de interactuar con la superficie de la resina sin alterar su estructura interna, gracias a que opera a temperaturas cercanas al ambiente (*Sousa et al., s.f.*). El dispositivo, que aparece en la Imagen 19, cuenta con un aplicador que dirige el plasma de manera precisa hacia la superficie de la resina. Esto permite una distribución uniforme del tratamiento y garantiza que todas las zonas sean modificadas de manera homogénea.



Imagen 19. Equipo PlasmAction de IONBIOTEC

Las muestras han sido tratadas con el equipo PlasmAction a razón de 30s /cm² de superficie, sabiendo que cada 2 minutos la máquina necesita 30 s de descanso.

- Las muestras de los ensayos de flexión son prismas rectangulares de dimensiones 80x10x4mm por lo que la superficie a tratar es de 2320 mm² o 23.2 cm². Esto es un total de 696 segundos o 12 minutos, más 6 pausas de descanso de 30 s de la máquina, son un total de 15 minutos de tratamiento aproximadamente por cada probeta.
- Las muestras de los ensayos de compresión son cilindros de dimensiones 12mm de altura y 6mm de diámetro, por lo que la superficie a tratar es de 283 mm² o 2.83 cm². Esto es un total de 85 segundos o 1.4 minutos, más una pausa de descanso de 30 s de la máquina, son un total de 2 minutos de tratamiento aproximadamente por cada probeta.
- Las muestras de los ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble son placas cuadradas de dimensiones 60x60x1mm por lo que la superficie a tratar es de 3600 mm² o 36 cm². Esto es un total de 1080 segundos o 18 minutos, más 9 pausas de descanso de 30 s de la máquina, son un total de 23 minutos de tratamiento aproximadamente por cada muestra.
- Las muestras de los ensayos de mojabilidad y energía superficial son placas rectangulares de dimensiones 40x30x2mm. Se ha tratado una de las superficies rectangulares amplias de 40x30mm, en la que se han colocado las gotas, tal y como se explica en el correspondiente apartado del ensayo. Así, la superficie a tratar es de 1200 mm² o 12 cm². Esto es un total de 360 segundos o 6 minutos, más 3 pausas de descanso de 30 s de la máquina, son un total de 8 minutos de tratamiento aproximadamente por cada muestra.

3.3 DETERMINACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS

Uno de los objetivos de este proyecto es comprobar que, al realizar el tratamiento de plasma atmosférico frío, las propiedades mecánicas no se ven afectadas. Así, las características superficiales del material se verían mejoradas sin afectar a su comportamiento mecánico.

Para determinar las propiedades mecánicas de un material, se somete dicho material a esfuerzos en condiciones controladas, provocando estados tensionales en sus fibras. Estas tensiones pueden ser de tracción, compresión, torsión y flexión. Mediante las cargas que estos materiales son capaces de soportar y las ecuaciones matemáticas que las relacionan con otras magnitudes físicas del propio material, podemos determinar los parámetros con los que se analizan las propiedades mecánicas.

Para garantizar la fiabilidad de los resultados obtenidos, existen multitud de organismos tanto nacionales como internacionales (ISO, AENOR, DIN...) que establecen procedimiento pautados para realizar de forma normalizada los ensayos. Estos procedimientos dictan los parámetros relacionados como pueden ser el tamaño de las muestras, su posición en el ensayo, el método de sujeción, el número de probetas que se debe ensayar para que los resultados sean representativos o incluso la velocidad de ensayo. Tras la impresión, el lavado y el postcurado de las muestras, y justo antes de llevar a cabo el ensayo correspondiente, se comprobó sus medidas utilizando un calibre digital, en la Imagen 20.

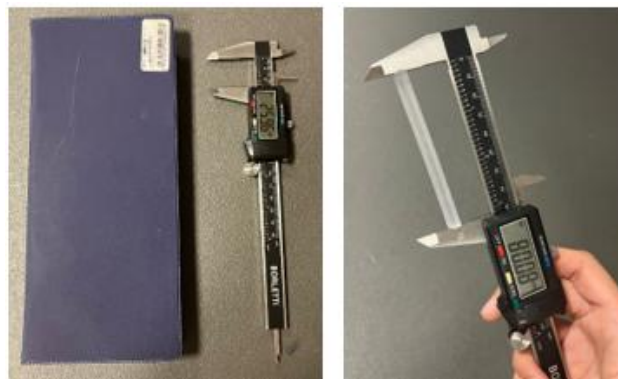


Imagen 20. Calibre digital

3.3.1 ENSAYO DE FLEXIÓN

TÉRMINOS Y DEFINICIONES

El ensayo de flexión se ha realizado siguiendo la norma UNE EN ISO 178:2003 (AENOR, 2002). Esta norma internacional especifica un método para la determinación de las propiedades de flexión de materiales plásticos rígidos y semirrígidos en condiciones definidas. Las propiedades de flexión son la resistencia a la flexión, el módulo de flexión, así como otros parámetros de la relación esfuerzo/deformación. Establece un ensayo de flexión a tres puntos con viga libremente apoyada y una carga aplicada en el punto medio de la probeta.

Las probetas se imprimen con forma de prisma rectangular de dimensiones: 80x10x4 mm. Tras la impresión, las probetas deben estar exentas de torsiones. Las superficies y bordes de las mismas deben estar exentos de rayas, orificios, hendiduras, rebabas y otras imperfecciones visibles que puedan influir en los resultados. Esto es para que al apoyarlas en el puente de flexión el ensayo se realice de manera correcta sin desviaciones anómalas.

EQUIPO EMPLEADO Y PROCEDIMIENTO OPERATORIO

El equipo que se emplea para realizar este ensayo es la máquina universal de ensayos IBERTEST ELIB20. Se trata de un equipo de ensayo mecánico diseñado principalmente para realizar pruebas de compresión, tracción y flexión en diversos materiales. La célula que se ha colocado para estos ensayos tiene una capacidad de carga nominal de hasta 20kN, que es la que utilizamos en este ensayo de flexión a tres puntos. Otras características son: 220 V / 50 Hz / 600 W. Está diseñada con una estructura rígida y robusta, asegurando estabilidad y evitando deformaciones durante los ensayos.

El útil que se coloca para el ensayo de flexión a tres puntos es un puente de flexión con dos apoyos inferiores separados una distancia de 60mm, y el punzón superior centrado respecto a los apoyos inferiores, tal y como se muestra en la Imagen 21. La velocidad a la que se efectúa el ensayo es de 5mm/min, lo cual equivale a una tolerancia de ± 20 . Se han ensayado 6 probetas de cada lote para afinar los resultados.



Imagen 21. Ensayo de flexión a 3 puntos ELIB 20

CÁLCULO DE PARÁMETROS

Durante este proceso, la célula de carga mide la fuerza aplicada a la probeta a medida que aumenta su deformación.

A partir de aquí, se han calculado los siguientes parámetros:

- **Esfuerzo de flexión**: donde σ_f es el parámetro de esfuerzo de flexión en cuestión, F es la fuerza aplicada en Newtons que mide la máquina en el ensayo, L es la distancia entre apoyos en mm (60mm), b es la anchura en mm de la probeta (10mm), h es el espesor en mm de la probeta (4mm). Se mide en megapascuales (MPa).

$$\sigma_f = \frac{3FL}{2bh^2}$$

- **Deformación en flexión**: donde ε_f es el parámetro de deformación de flexión en cuestión, expresado como una relación adimensional o como %, s es la flecha/carrera en mm que mide la máquina en el ensayo, h es el espesor en mm de la probeta (4mm) y L la distancia en mm entre apoyos (60mm).

$$\varepsilon_f = \frac{6sh}{L^2}$$

- **Resistencia a la flexión:** σ_{fM} es esfuerzo más elevado que puede soportar la probeta durante el ensayo. Se mide en megapascuales (MPa).
- **Módulo de elasticidad a flexión:** es la pendiente de la zona lineal inicial en la gráfica tensión-deformación, medido también en megapascuales (MPa).

$$E_f = \frac{\sigma_{f2} - \sigma_{f1}}{\varepsilon_{f2} - \varepsilon_{f1}}$$

Se calcula la media aritmética de las 6 probetas de ensayo y se calculan los parámetros con tres cifras significativas.

3.3.2 ENSAYO DE COMPRESIÓN

TÉRMINOS Y DEFINICIONES

El ensayo de compresión se ha realizado siguiendo la norma UNE EN ISO 604:2002. Esta norma internacional especifica un método para determinar las propiedades de compresión de los plásticos en condiciones definidas. Se define una probeta normalizada, pero su longitud puede ajustarse para prevenir que el pandeo bajo carga afecte a los resultados. El método se utiliza para investigar el comportamiento en compresión de las probetas y para determinar la resistencia a la compresión, el módulo en compresión y otros aspectos de la relación esfuerzo – deformación en compresión en las condiciones definidas.

Las probetas se imprimen con forma cilíndrica, de altura 12mm y diámetro 6mm. Tras la impresión, las probetas deben estar exentas de torsiones. Las superficies y bordes de las mismas deben estar exentos de rayas, orificios, hendiduras, rebabas y otras imperfecciones visibles que puedan influir en los resultados. Las superficies que estarán en contacto con las placas de compresión deben ser paralelas entre sí y perpendiculares a la dirección longitudinal, tal y como se muestra en la Imagen 22. Para comprobar esto, las probetas se examinan visualmente con reglas, escuadras y placas planas, y medir con calibres micrométricos. La impresión 3D tiene una precisión muy alta, por lo que no ha habido desviaciones medibles u observables que nos hayan hecho descartar ninguna de las probetas impresas.



Imagen 22. Placas de compresión ELIB 20

EQUIPO EMPLEADO Y PROCEDIMIENTO OPERATORIO

El equipo que se emplea para realizar este ensayo es la máquina universal de ensayos IBERTEST ELIB20, igual que en el Ensayo de Flexión. Se ha empleado igualmente la célula de carga de 20kN.

Se emplean dos placas de compresión de acero endurecido. Se coloca la probeta de forma que la carga soportada por esta sea axial y sea transmitida a través de las superficies pulimentadas y paralelas una con respecto a la otra en un plano perpendicular al eje de la carga.

Antes de comenzar el ensayo, se miden las dimensiones de las probetas. Luego se sitúa la probeta en el centro de la placa de compresión inferior, alineándose la línea central de dichas superficies. Se ajusta la máquina de forma que las superficies de los extremos de la probeta y las placas de compresión entren en contacto. Inicialmente, la probeta no debe de estar sometida a ninguna carga.

La probeta se comprime a lo largo de su eje principal, a una velocidad constante de 20mm/min, hasta que se rompe o hasta que la carga o la disminución en longitud alcanza un valor determinado previamente. Esta velocidad equivale a una tolerancia de ± 10 . Se han ensayado 10 probetas de cada lote para afinar los resultados.

CÁLCULO DE PARÁMETROS

Durante este proceso, se mide la carga soportada por la probeta y la compresión correspondiente o deformación.

A partir de aquí, se han calculado los siguientes parámetros:

- **Esfuerzo**: donde σ es el parámetro del esfuerzo de compresión MPa, F es la fuerza medida en N, A es el área inicial de la sección transversal de la probeta en mm².

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

- **Deformación**: donde ε es el parámetro de deformación expresado como relación adimensional o un %, L_o es la longitud de referencia de la probeta en mm (12mm), y ΔL_o es la disminución en la longitud de referencia entre las marcas en mm.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L_o}{L_o}$$

- **Tensión final o de rotura**: es la tensión a la que comienza a romper o estalla la muestra en el ensayo de compresión. Se mide en megapascals (MPa).
- **Tensión de plato**: es la tensión de la zona horizontal de la curva tensión-deformación del ensayo de compresión.
- **Módulo de compresión**: es la pendiente de la zona inicial lineal

$$E_c = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}$$

Se calculan los parámetros con 3 cifras significativas y se calcula la media aritmética de los resultados de las 10 probetas ensayadas.

3.4 ENSAYO DE ABSORCIÓN DE AGUA Y PÉRDIDA DE MATERIAL SOLUBLE

TÉRMINOS Y DEFINICIONES

Los ensayos se han realizado siguiendo la norma ASTM D570-98 (ASTM International., 1999) la cual establece el método estándar para la determinación de la absorción de agua y la pérdida de material soluble en materiales plásticos cuando están sumergidos. Este método tiene dos funciones principales según se establece en la sección 3.1 de la norma.

1. Determinar la proporción de agua absorbida por un material y, cuando sea posible, evaluar cómo esta absorción afecta a propiedades físicas como las dimensiones, apariencia, propiedades eléctricas o mecánicas.
2. Servir como prueba de control de calidad sobre la uniformidad de un producto. Particularmente aplicable a láminas, barras y tubos cuando la prueba se realiza en el producto terminado.

En el caso de este proyecto, el objetivo ha sido evaluar la primera función. Al ser un material biocompatible destinado a aplicaciones que implican contacto con fluidos corporales, es importante tener en cuenta que estará expuesto a un ambiente acuoso. Por esta razón, la absorción de agua es un factor determinante para su funcionamiento y debe estudiarse para observar si el tratamiento de plasma influye en esta propiedad del material.

El contenido de humedad en un plástico está íntimamente relacionado a propiedades como la resistencia al aislamiento eléctrico, las pérdidas dieléctricas, la resistencia mecánica, la apariencia y las dimensiones. El efecto sobre estas propiedades debido a cambios en el contenido de humedad, como resultado de la absorción de agua, depende en gran medida del tipo de exposición (por inmersión en agua o por exposición a alta humedad), la forma de la pieza y las propiedades inherentes del plástico.

EQUIPO EMPLEADO Y PROCEDIMIENTO OPERATORIO

Tras la impresión de las muestras, igual que en los ensayos mecánicos, se prepararon dos grupos experimentales: muestras sin tratamiento y muestras tratadas con plasma atmosférico frío. El acondicionamiento de las muestras se realizó en una estufa a 50°C durante 48h, en la Imagen 23, y se después durante 1h en el desecador, en la Imagen 24, para alcanzar la temperatura ambiente antes del pesado sin absorber humedad ambiental.



Imagen 23. Estufa

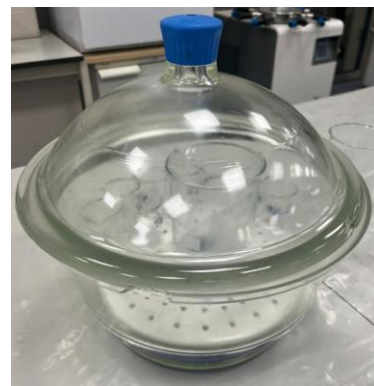


Imagen 24. Desecador

Tras este procedimiento, se pesan las muestras para obtener su masa inicial de la que partir (M_0). Para las muestras tratadas con plasma, se repitió esta pesada de referencia después del tratamiento con plasma atmosférico frío. Las variaciones observadas fueron del orden de 0,03 – 0,08% en peso, valores que se encuentran dentro del rango de error de la balanza de precisión. No se consideran diferencias significativas por lo que se puede afirmar que el tratamiento no altera significativamente la masa de las muestras.

A continuación, a diferencia del procedimiento estándar que utiliza agua destilada ultrapura, las muestras se sumergieron en solución salina tamponada con fosfato (PBS) para mantener la consistencia de las condiciones de envejecimiento utilizadas en los ensayos mecánicos. Esta modificación permite una mejor simulación de las condiciones fisiológicas estudiadas en las aplicaciones biomédicas de este proyecto, ya que el PBS mantiene un pH de 7,4 similar al de los fluidos corporales.

Se prepararon 6 muestras por cada tiempo de exposición: 3 muestras sin tratamiento de plasma y 3 muestras tratadas con plasma. Los tiempos de exposición fueron los mismos que en los ensayos mecánicos: 1, 7, 30, 90 y 180 días, utilizando muestras independientes para cada período temporal. Las muestras permanecieron completamente sumergidas en PBS en una estufa a 37°C durante el período de ensayo.

Transcurrido el tiempo de inmersión, las muestras se extrajeron de la estufa y se secó cuidadosamente su superficie con papel absorbente antes del pesado para obtener la masa en húmedo (M_h). Posteriormente, las muestras se acondicionaron de nuevo en estufa a 50°C durante 48h, seguido de 1h en el desecador para obtener la masa en seco final (M_s). Los tiempos han sido modificados ligeramente respecto a la norma con el objetivo de que las muestras estuviesen totalmente secas al pesarlas. El pesado se realizó en la balanza modelo Mettler Toledo que se muestra en la Imagen 25.



Imagen 25. Balanza

CÁLCULO DE PARÁMETROS

A partir de las tres medidas de masa, se calcularon los siguientes parámetros:

$$\text{Absorción de humedad [mg de agua /g de masa inicial]} = \frac{M_h - M_0}{M_0} \cdot 1000$$

$$\text{Material soluble [mg de material perdido/g de masa inicial]} = \frac{M_0 - M_s}{M_0} \cdot 1000$$

Estos cálculos permiten cuantificar no solo la absorción neta de humedad durante el envejecimiento, lo cual puede afectar a las propiedades mecánicas del polímero, sino también la pérdida irreversible del material por disolución. Esto, además de afectar a las propiedades mecánicas, podría suponer una cesión de sustancias tóxicas a los fluidos corporales.

3.5 ENSAYO DE MOJABILIDAD Y ENERGÍA SUPERFICIAL

La caracterización de la mojabilidad y la energía superficial de las muestras de BioMed Clear se realizó utilizando un goniómetro y realizando un análisis de imágenes digitales. El ensayo experimental consistió en medir los ángulos de contacto para luego calcular la energía superficial.

Para garantizar la precisión de las medidas, se trazó sobre la superficie de las probetas una cuadrícula con 12 espacios distribuidos en tres filas horizontales y cuatro columnas. Se emplearon tres líquidos de prueba de referencia con diferentes polaridades, en la Tabla 2.

	Tensión superficial (mN/m)		
	Total	Componente Polar	Componente Dispersiva
Agua desionizada	72,8	51,0	21,8
Diyodometano	50,8	0	50,8
Etilenglicol	47,7	19	28,7

Tabla 2. Tensiones superficiales de los líquidos ensayados

Las mediciones se realizaron con un goniómetro como el de la Imagen 26 equipado con un sistema de dosificación precisa y captura de imágenes digitales. La probeta se fijó a una placa con cinta adhesiva y se colocó sobre la plataforma azul. Esta plataforma está nivelada y garantiza la estabilidad durante la medición. Cada líquido se analizó en una fila de la cuadrícula, haciendo la media del ángulo de contacto de cuatro gotas. Cada gota se dispuso con un volumen de 5 μL utilizando la jeringa. Este volumen se encuentra dentro del volumen recomendado de 3-10 μL para evitar distorsiones gravitacionales.

Se utilizó el software OBS Studio para capturar imágenes digitales de alta resolución de cada gota. En la Imagen 27 se observa la pantalla del ordenador desde dónde se tomaban las fotos con el software para su análisis posterior.

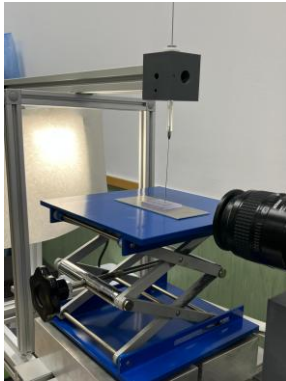


Imagen 26. Goniómetro

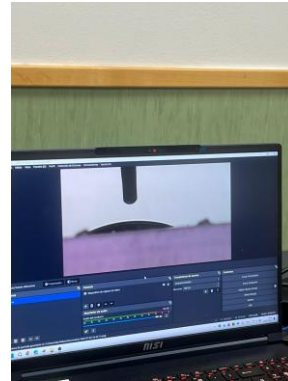


Imagen 27. Software OBS Studio

El análisis de los ángulos de contacto se realizó mediante el software ImageJ con la funcionalidad específica para medición de ángulos de contacto. Para cada gota se midieron los ángulos de contacto tanto del lado derecho como del lado izquierdo. De esta manera, se evitan posibles asimetrías debidas a heterogeneidades locales en la superficie y se reduce el error experimental. El ángulo de contacto final para cada gota se calculó como la media aritmética de los ángulos derecho e izquierdo.

Finalmente, la energía superficial se calculó aplicando el método OWRK mediante un código desarrollado en MatLab que implementa las ecuaciones fundamentales para la estimación de la energía libre superficial en polímeros partiendo del ángulo de contacto.

Capítulo 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1 *RESULTADOS DEL ENSAYO DE FLEXIÓN*

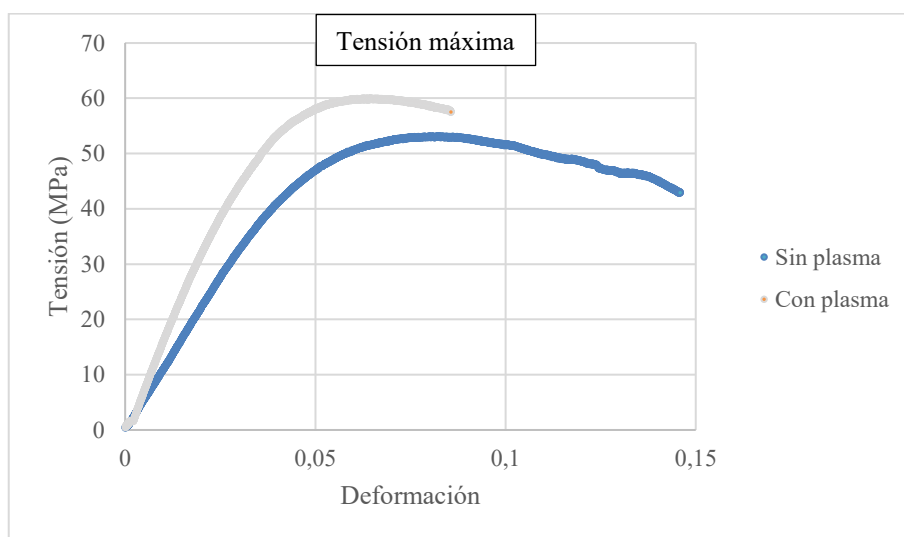
4.1.1 RESULTADOS DEL ENSAYO

Los archivos generados por la máquina de ensayos recogieron lecturas de fuerza (kN) y de carrera (mm) a lo largo del ensayo. Estos ficheros se han exportado desde el software WinTest de la máquina Ibertest ELIB20 y se han llevado al ordenador para su posterior análisis con Microsoft Excel.

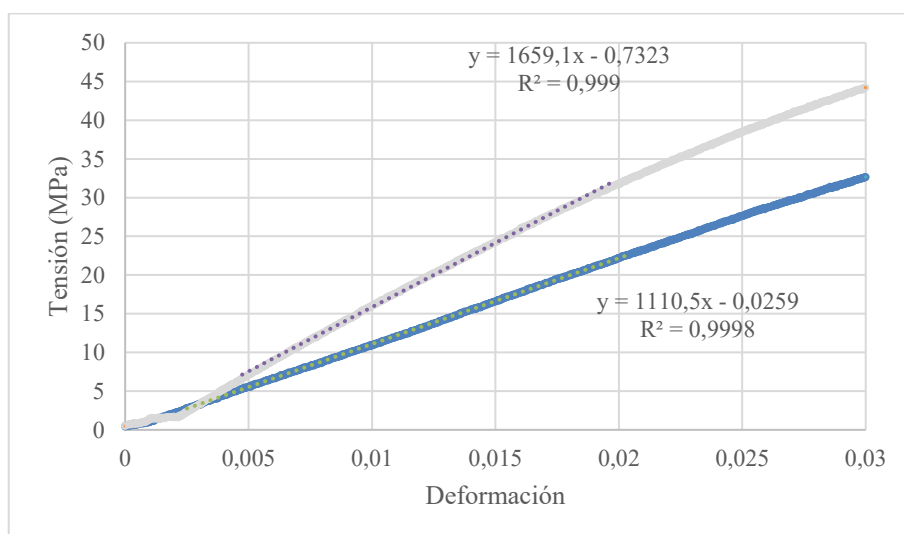
Antes de analizar los datos, se han limpiado para eliminar posibles errores derivados de lecturas iniciales sin carga real, picos de ruido eléctrico o valores negativos de fuerza o deformación.

A partir de los datos depurados, se han calculado la tensión (MPa) y la deformación (-) de cada muestra para generar una curva como la mostrada en la Gráfica 1, que corresponde a una de las probetas sometidas a un envejecimiento de 7 días, tanto del lote de las muestras tratadas con plasma como las que no se les ha hecho el tratamiento. En esta curva se pueden calcular los parámetros analizados. La tensión máxima corresponde al valor máximo que toma la curva, mientras el módulo a flexión es el valor de la pendiente en la zona lineal de la curva. El segundo, se ha obtenido ajustando una regresión lineal a la zona elástica de la curva tal y como se observa en la Gráfica 2.

En la Gráfica 1 de este ensayo, se pueden analizar los siguientes parámetros. Para la muestra tratada con plasma, se observa una pendiente de 1659,1 MPa con un coeficiente de determinación $R^2 = 0,999$. Y para la muestra sin tratamiento, se observa una pendiente de 1110,5 MPa, con un coeficiente de determinación de $R^2 = 0,9998$. Estas pendientes indican un comportamiento lineal muy definido y permiten asumir una alta rigidez inicial.



Gráfica 1. Gráfica comparativa ensayos de flexión con y sin tratamiento de plasma



Gráfica 2. Aproximación de la zona lineal a una línea de tendencia lineal para calcular el módulo de flexión

El ensayo de flexión se consideraba terminado una vez que la tensión sobrepasaba su máximo. En ocasiones, las probetas no se rompieron al finalizar el ensayo y provocaban una caída brusca en la tensión. En la Imagen 28 se muestra una probeta rota tras el ensayo de flexión, y en la Imagen 29 se observa el perfil de una serie de probetas que no rompieron tras aplicar la fuerza, se observan ligeramente dobladas tras aplicarles la fuerza en su punto medio, pero esto es casi imperceptible.



Imagen 28. Probeta rota



Imagen 29. Probetas dobladas

Una vez obtenidos estos parámetros para cada condición (muestras tratadas y sin tratar con plasma para los diferentes tiempos de envejecimiento), se procedió al análisis comparativo, estudiando las variaciones en resistencia a flexión y los cambios en el módulo elástico en los diferentes tratamientos y tiempos de envejecimiento.

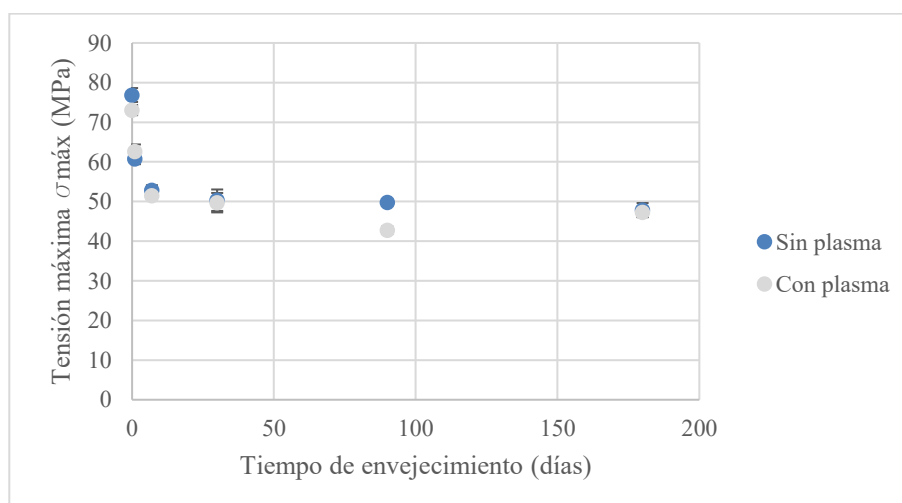
4.1.2 TENSIÓN MÁXIMA

Probetas	Tiempo (días)	$\sigma_{\text{máx}}$ (MPa)	Desviación Típica
T0S	0	76,87	1,76
T1S	1	60,74	1,33
T7S	7	52,82	1,29
T30S	30	50,33	2,71
T90S	90	49,80	0,29
T180S	180	47,83	1,78

Tabla 3. Tensión máxima a flexión (Sin plasma)

Probetas	Tiempo (días)	$\sigma_{\text{máx}}$ (MPa)	Desviación Típica
T0P	0	73,06	1,28
T1P	1	62,61	1,78
T7P	7	51,44	0,84
T30P	30	49,71	2,45
T90P	90	42,74	0,96
T180P	180	47,27	1,18

Tabla 4. Tensión máxima a flexión (Con plasma)



Gráfica 3. Resultados Tensión Máxima a Flexión

La tensión máxima en el ensayo de flexión mide la máxima resistencia de las probetas a esfuerzos que tienden a doblarlas. Los resultados obtenidos se resumen en la Tabla 3, Tabla 4 y Gráfica 3, donde se observa la evolución de la tensión máxima con el tiempo de envejecimiento y el impacto del tratamiento de plasma.

Las probetas tratadas con plasma (P) y sin tratar (S) muestran una disminución progresiva en la tensión máxima con el tiempo de envejecimiento. Esto es atribuible a la degradación

superficial y cambios en la estructura interna del material tras su exposición prolongada a condiciones *in vitro* de humedad y temperatura. Los polímeros, como la resina empleada en este estudio, tienden a absorber humedad y plastificarse en presencia de agua, volviéndose más blandos y, por tanto, menos resistentes y menos rígidos.

Como se discutirá después en los resultados del análisis de absorción de agua los primeros días es cuando las muestras absorben agua, hasta el día 7. Cabe destacar que, a partir de los 7 días, el valor permanece en un rango constante, mientras que cae 25-30 MPa durante los primeros días de envejecimiento. Por otra parte, no se observan cambios significativos entre las muestras tratadas con plasma y las no tratadas, ya que para ambos casos los valores son similares.

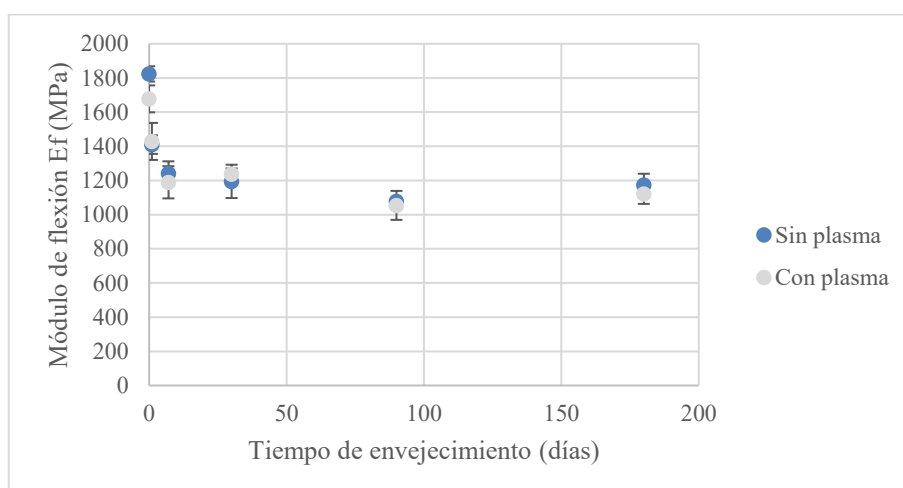
4.1.3 MÓDULO DE FLEXIÓN

Probetas	Tiempo (días)	Ef (MPa)	Desviación Típica
<i>T0S</i>	<i>0</i>	1823,72	44,77
<i>T1S</i>	<i>1</i>	1409,93	54,32
<i>T7S</i>	<i>7</i>	1241,52	70,42
<i>T30S</i>	<i>30</i>	1194,67	97,49
<i>T90S</i>	<i>90</i>	1077,10	11,74
<i>T180S</i>	<i>180</i>	1174,03	65,12

Tabla 5. Módulo de flexión (Sin plasma)

Probetas	Tiempo (días)	Ef (MPa)	Desviación Típica
<i>T0P</i>	<i>0</i>	1677,48	78,88
<i>T1P</i>	<i>1</i>	1428,53	108,28
<i>T7P</i>	<i>7</i>	1189,25	94,18
<i>T30P</i>	<i>30</i>	1236,70	33,44
<i>T90P</i>	<i>90</i>	1053,98	84,80
<i>T180P</i>	<i>180</i>	1120,83	57,90

Tabla 6. Módulo de flexión (Con plasma)



Gráfica 4. Resultados Módulo de Flexión

El módulo de flexión, que indica la rigidez del material, también disminuye progresivamente con el tiempo de envejecimiento, tal y como se observa en la Tabla 5, Tabla 6 y la Gráfica 5. La disminución en el módulo es también más notable en los primeros 7 días, estabilizándose en los periodos de envejecimiento más avanzados. Se observa que las probetas tratadas con plasma muestran un valor inicial (0 días) menor que las no tratadas. Sin embargo, esta diferencia es prácticamente imperceptible a partir del primer día, podría deberse a una posible fragilización superficial introducida por el tratamiento de plasma.

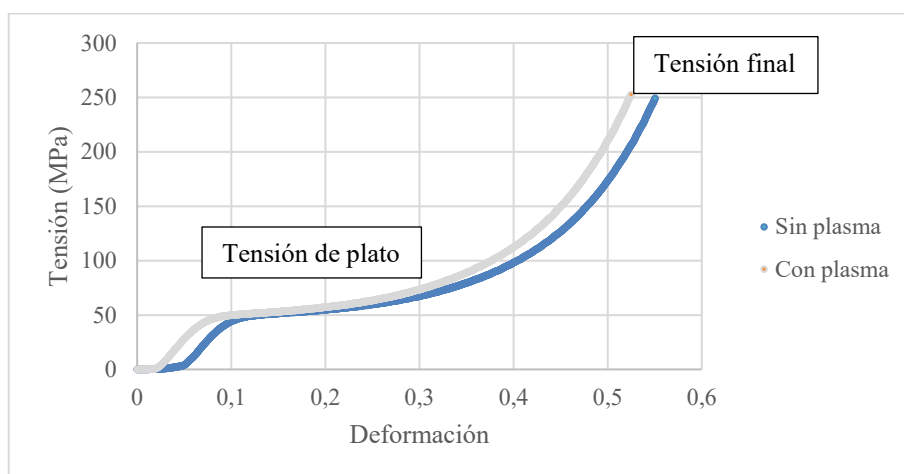
4.2 RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN

4.2.1 RESULTADOS DEL ENSAYO

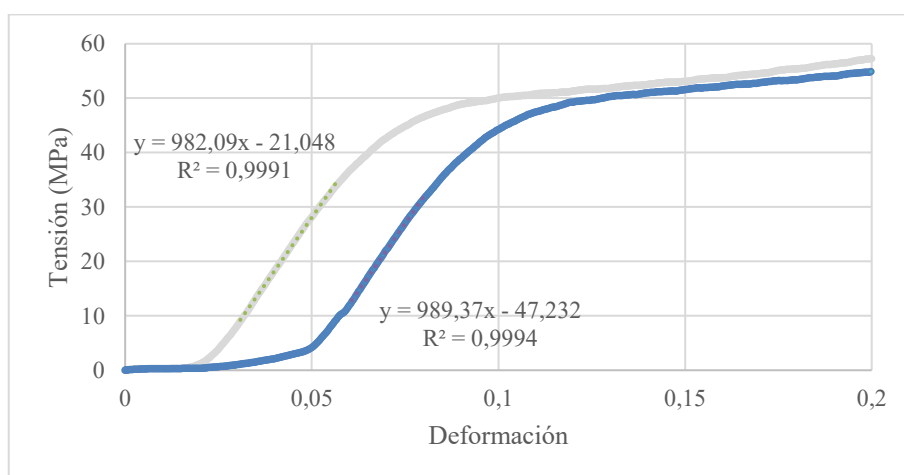
De la misma manera que en los ensayos de flexión, los archivos generados por la máquina de ensayos recogieron lecturas de fuerza (kN) y de carrera (mm) a lo largo del ensayo. Estos ficheros se han exportado desde el software WinTest de la máquina Ibertest ELIB20 y se han llevado al ordenador para su posterior análisis con Microsoft Excel. Antes de analizar los datos, se han limpiado para eliminar posibles errores derivados de lecturas iniciales sin carga real, picos de ruido eléctrico o valores negativos.

A partir de los datos depurados, se han calculado la tensión (MPa) y la deformación (-) de cada muestra para generar una gráfica como la mostrada en la Gráfica 6, que corresponde a una de las probetas sometidas a un envejecimiento de 30 días, tanto del lote de las muestras tratadas con plasma como las que no se les ha hecho el tratamiento. En la que se pueden calcular los parámetros analizados. La tensión final es la tensión última que puede soportar el material antes de romper. La tensión de plato corresponde al valor medio en la zona horizontal de la curva, mientras el módulo a compresión es el valor de la pendiente en la zona lineal inicial elástica de la curva, que se ha obtenido ajustando una regresión lineal.

En la Gráfica 7 de este ensayo, se pueden observar, para la muestra sin tratamiento de plasma, se observa un comportamiento inicial lineal característico de la región elástica, con una pendiente de 989,37 MPa con un coeficiente de determinación $R^2 = 0,9994$, lo que indica un comportamiento lineal muy definido. Para la muestra sometida a tratamiento, se observa una pendiente bastante similar de 982,09 MPa, con un coeficiente de determinación $R^2 = 0,9991$. Seguido de esta zona lineal, hay una zona prácticamente horizontal, en torno a una tensión de 50-60 MPa que es lo que se ha denominado como tensión de plato. Finalmente, hay un incremento progresivo de la pendiente hasta alcanzar un pico brusco de tensión, tras el cual se produce la rotura. En este punto, el material ya no es capaz de soportar más carga y se produce el fallo estructural. Una vez obtenidos estos parámetros para cada condición (con y sin plasma), se procedió al análisis comparativo, estudiando las variaciones en resistencia máxima, la tensión de plato y los cambios en el módulo de compresión.



Gráfica 6. Gráfica comparativa ensayos de compresión con y sin tratamiento de plasma



Gráfica 7. Aproximación de la zona lineal a una línea de tendencia lineal para el módulo de compresión

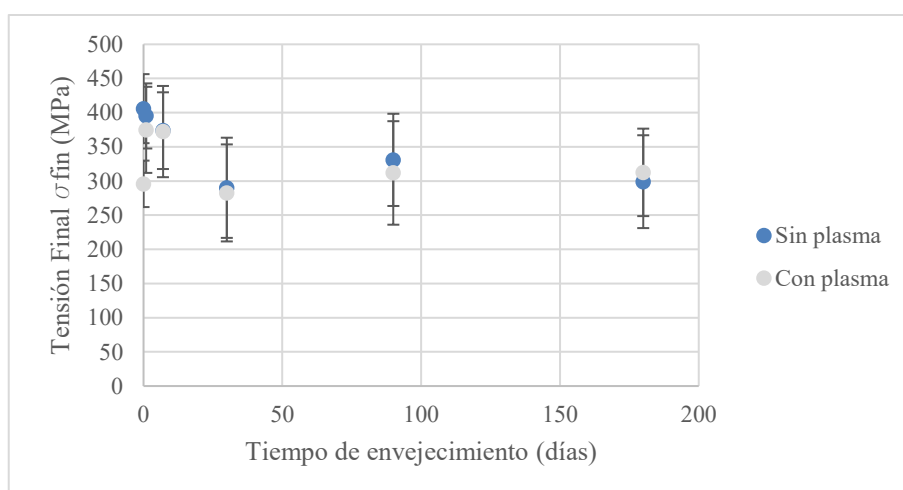
4.2.2 TENSIÓN FINAL

Probetas	Tiempo (días)	σ_{fin} (MPa)	Desviación Típica
T0S	0	405,87	50,51
T1S	1	395,21	47,62
T7S	7	373,69	56,14
T30S	30	290,08	73,29
T90S	90	330,92	67,45
T180S	180	299,04	67,92

Tabla 7. Tensión final compresión (Sin plasma)

Probetas	Tiempo (días)	σ_{fin} (MPa)	Desviación Típica
T0P	0	295,87	33,98
T1P	1	374,86	63,00
T7P	7	372,34	66,77
T30P	30	282,60	70,98
T90P	90	311,81	75,72
T180P	180	312,65	63,99

Tabla 8. Tensión final compresión (Con plasma)



Gráfica 8. Resultados Tensión Final a Compresión

La tensión final representa el esfuerzo último soportado por las probetas en el ensayo de compresión antes de la fractura o deformación crítica. Los resultados están resumidos en la Tabla 7, Tabla 8 y la Gráfica 8.

En el caso de los resultados del ensayo de compresión, no se observa una tendencia clara. Los valores no son muy representativos y existe una gran dispersión en las medidas de cada uno de los tiempos de envejecimiento. Esto se debe a que, en la curva ingenieril del ensayo, la tensión aumenta porque aumenta el área al “abarrilarse” y esto hace que parezca que

aumenta la tensión. Sin embargo, este valor depende más del pandeo de la probeta y de la deformación transversal que de la resistencia del material en sí.

Esto podría ser explicado por los dos comportamientos diferenciados que se identificaron en los ensayos:

- **Rotura frágil explosiva.** Algunas muestras al alcanzar la tensión máxima y superar el límite, se rompieron de forma súbita en dos partes, generando un sonido seco y una fractura neta. Este comportamiento indica una alta rigidez con baja capacidad de deformación plástica. Se observa una probeta rota de esta manera en la Imagen 30.
- **Fallo progresivo por microfisuración interna.** Otras muestras, en cambio, mostraron un descenso más gradual en la curva tensión-deformación tras alcanzar el máximo. El material probablemente presentaba grietas internas que se propagaban progresivamente, debilitando la estructura hasta colapsar. La Imagen 31 adjunta ilustra este tipo de fallo.



Imagen 30. Rotura frágil explosiva



Imagen 31. Fallo por microfisuración interna

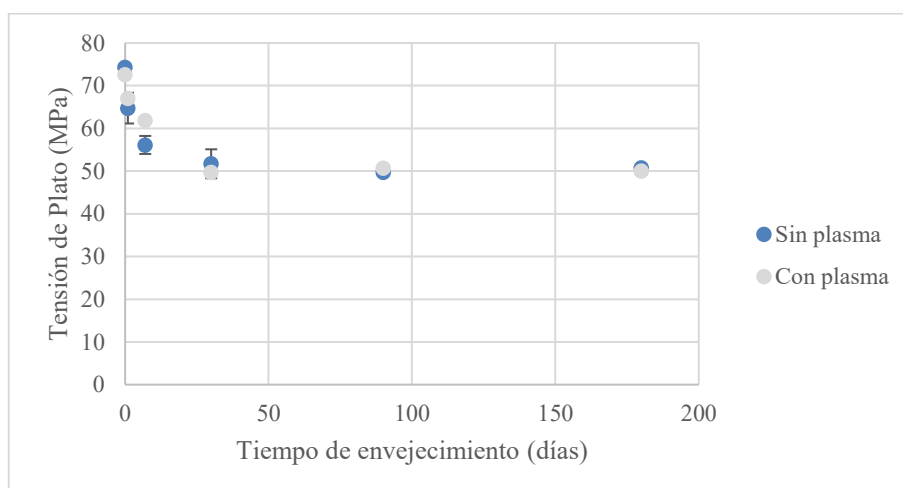
4.2.3 TENSIÓN DE PLATO

Probetas	Tiempo	σ_{plato} (MPa)	Desviación Típica
T0S	0	74,30	0,79
T1S	1	64,73	3,59
T7S	7	56,12	2,11
T30S	30	51,71	3,39
T90S	90	49,75	0,80
T180S	180	50,79	0,72

Tabla 9. Tensión de plato (Sin plasma)

Probetas	Tiempo	σ_{plato} (MPa)	Desviación Típica
T0P	0	72,56	2,48
T1P	1	67,00	0,97
T7P	7	61,88	1,08
T30P	30	49,70	0,88
T90P	90	50,68	0,52
T180P	180	50,01	1,49

Tabla 10. Tensión de plato (Con plasma)



Gráfica 9. Resultados Tensión de Plato en el Ensayo de Compresión

La tensión de plato representa el esfuerzo sostenido en la zona de deformación plástica. Los resultados se recogen en la Tabla 9 Tabla 10 y la Gráfica 9. Las probetas tratadas y no tratadas presentan valores similares, y la tendencia de estos es la observada en ensayo de flexión, con una disminución paulatina hasta los 7 días, manteniéndose después el valor prácticamente constante con el tiempo de envejecimiento.

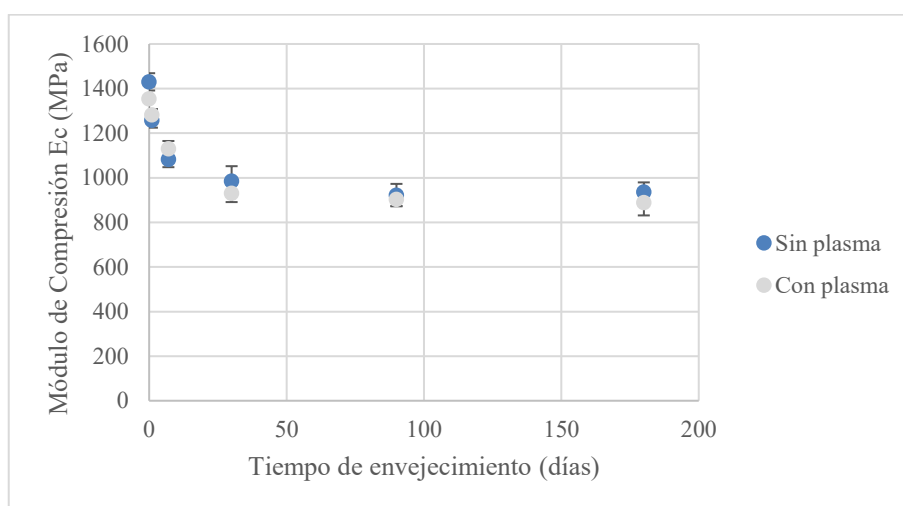
4.2.4 MÓDULO DE COMPRESIÓN

Probetas	Tiempo	E (MPa)	Desviación Típica
T0S	0	1430,16	38,77
T1S	1	1257,93	33,33
T7S	7	1083,24	35,73
T30S	30	985,36	66,63
T90S	90	922,35	50,19
T180S	180	935,52	43,74

Tabla 11. Módulo de compresión (Sin plasma)

Probetas	Tiempo	E (MPa)	Desviación Típica
T0P	0	1354,00	55,34
T1P	1	1281,89	26,51
T7P	7	1129,77	35,51
T30P	30	930,68	36,69
T90P	90	903,14	30,01
T180P	180	888,13	56,95

Tabla 12. Módulo de compresión (Con plasma)



Gráfica 10. Resultados Módulo de Compresión

El módulo de compresión es un indicador de la rigidez del material. Los resultados se muestran en la Tabla 11 Tabla 12 y la Gráfica 10. Las probetas tratadas con plasma muestran ligeramente una menor rigidez que las no tratadas al inicio. Esta diferencia es mínima y se vuelve casi insignificante en periodos de envejecimiento prolongados. El valor se estabiliza a los 30 días, un poco más tarde que el resto de las propiedades. La disminución del módulo de compresión refleja los efectos acumulados de la absorción de humedad y el cambio estructural inducido por el envejecimiento. El impacto del tratamiento de plasma no es significativo.

4.3 RESULTADOS DEL ENSAYO DE ABSORCIÓN DE AGUA Y PÉRDIDA DE MATERIAL SOLUBLE

El objetivo de los ensayos de absorción de agua y pérdida de material soluble ha sido analizar el comportamiento de la resina BioMed Clear frente a condiciones de humedad para estudiar su capacidad de absorción. Esto es un aspecto fundamental en aplicaciones biomédicas donde el material entra en contacto con fluidos o se implanta en entornos fisiológicos.

4.3.1 ABSORCIÓN DE AGUA

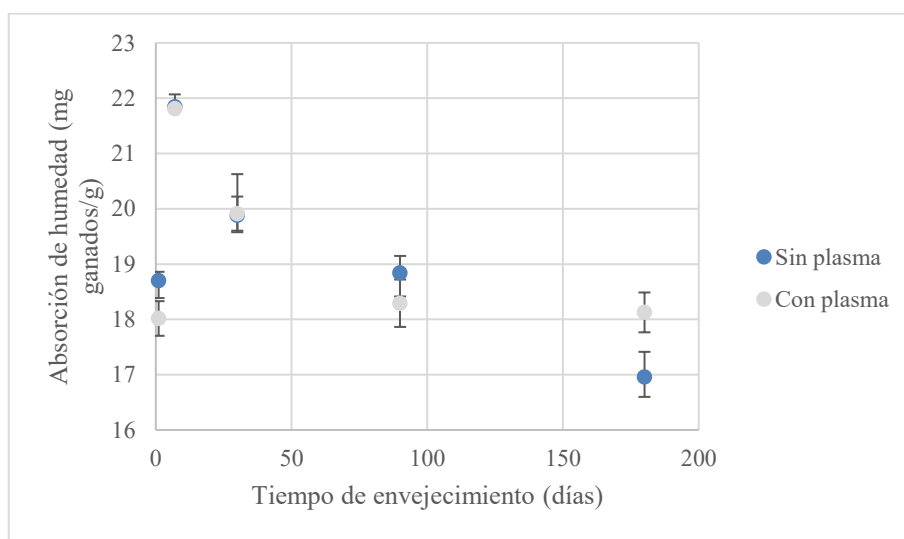
Los resultados del estudio muestran patrones interesantes en la absorción de agua de la resina BioMed Clear a lo largo del tiempo.

Probetas	Tiempo (días)	Absorción de agua (mg ganados/g)	Desviación típica
<i>T1S</i>	<i>1</i>	18,70	0,16
<i>T7S</i>	<i>7</i>	21,85	0,22
<i>T30S</i>	<i>30</i>	19,89	0,74
<i>T90S</i>	<i>90</i>	18,84	0,30
<i>T180S</i>	<i>180</i>	16,96	0,45

Tabla 13. Resultados de Absorción de Agua (Sin plasma)

Probetas	Tiempo (días)	Absorción de agua (mg ganados/g)	Desviación típica
<i>T1P</i>	<i>1</i>	18,02	0,31
<i>T7P</i>	<i>7</i>	21,81	0,02
<i>T30P</i>	<i>30</i>	19,91	0,31
<i>T90P</i>	<i>90</i>	18,29	0,43
<i>T180P</i>	<i>180</i>	18,13	0,36

Tabla 14. Resultados de Absorción de Agua (Con plasma)



Gráfica 11. Resultados absorción de agua

Tabla 14 representados en la Gráfica 11, la absorción de agua sigue un comportamiento no lineal, con un pico alrededor de los 7 días, seguido de una disminución gradual hasta los 180 días.

Este comportamiento sugiere que el proceso de absorción de agua en la resina BioMed Clear ocurre en dos fases principales: una fase de absorción rápida (hasta los 7 días) y una fase posterior de estabilización y ligera disminución hasta el valor inicial. No parece haber una diferencia significativa entre las muestras sin plasma y las tratadas con plasma.

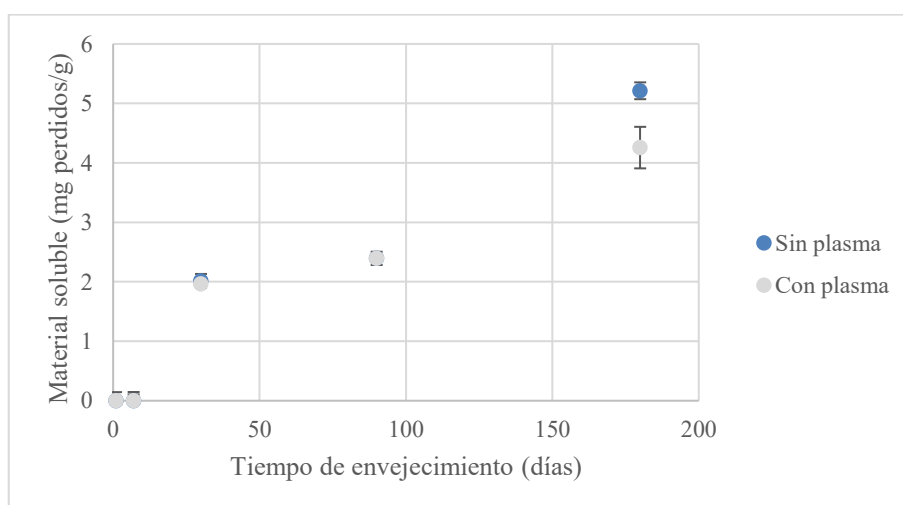
4.3.2 PÉRDIDA DE MATERIAL SOLUBLE

Probetas	Tiempo (días)	Material soluble (mg perdidos/g)	Desviación típica
T1S	1	0,00	0,07
T7S	7	0,00	0,15
T30S	30	2,02	0,12
T90S	90	2,39	0,11
T180S	180	5,21	0,14

Tabla 15. Pérdida de material soluble (Sin plasma)

Probetas	Tiempo (días)	Material soluble (mg perdidos/g)	Desviación típica
T1P	1	0,00	0,14
T7P	7	0,00	0,11
T30P	30	1,97	0,06
T90P	90	2,39	0,01
T180P	180	4,26	0,35

Tabla 16. Pérdida de material soluble (Con plasma)



Gráfica 12. Resultados de Material Soluble

En cuanto al material soluble, el Gráfica 12 muestra un aumento progresivo en la cantidad de material liberado a lo largo del tiempo para ambos tipos de muestras, con un incremento particularmente notable a partir del día 30 de envejecimiento.

Tanto las muestras tratadas con plasma con las no tratadas muestran valores idénticos de material soluble en los primeros cuatro puntos de tiempo (0, 7, 30 y 90 días). Este comportamiento sugiere que durante los primeros 90 días, el tratamiento con plasma no afecta significativamente en la liberación de componentes solubles del material (*Sideridou et al., 2003*). Sin embargo, a los 180 días se observa una diferencia notable que sugiere que el tratamiento con plasma podría proporcionar cierta protección contra la degradación hidrolítica a largo plazo, posiblemente debido a un mayor grado de entrecruzamiento superficial o a cambios en la estructura química que reducen la susceptibilidad a la hidrólisis (*Chu, 2002; Nemani et al., 2018*). Estos resultados se han tomado dos veces para las muestras de 180 días, con el fin de comprobar que esta disparidad no fuese objeto de errores de medida de balanza.

4.3.3 RESULTADOS DEL ENSAYO

Al analizar conjuntamente ambos gráficos, se observa una relación inversa entre la absorción de agua y la liberación de material soluble a largo plazo. Mientras que la absorción de agua tiende a disminuir con el tiempo, la cantidad de material soluble aumenta progresivamente. Esta relación inversa podría explicarse por el proceso de degradación hidrolítica del material. A medida que el agua penetra en la matriz polimérica, puede provocar hidrólisis de ciertos enlaces, generando fragmentos de menor peso molecular que son más soluble y pueden ser liberados al medio. Esta liberación de componentes solubles podría a su vez crear espacios dentro de la matriz que podrían afectar la capacidad del material para retener agua.

Estos resultados de los ensayos de absorción de agua sugieren que, si bien a corto plazo el comportamiento es el mismo se realice o no el tratamiento de plasma, tratar las muestras con plasma podría ser beneficioso para mejorar la estabilidad a largo plazo de la resina BioMed Clear en aplicaciones biomédicas que impliquen contacto prolongado con fluidos corporales.

La menor liberación de material soluble a largo plazo podría traducirse en una mayor durabilidad, estabilidad dimensional y posiblemente mejor biocompatibilidad.

Siguiendo las recomendaciones del fabricante de la resina BioMed Clear, está diseñada para contacto con la piel o mucosas durante más de 30 días. Estas recomendaciones se basan en pruebas estandarizadas de biocompatibilidad. Sin embargo, tal y como se observa en los resultados, esto no significa que el material sea completamente inerte durante periodos muy prolongados. Hasta los 90 días, la liberación de material soluble se mantiene relativamente baja (2,5 mg/g), pero a partir de este tiempo, se observa un incremento significativo en la liberación de material soluble (4,3 – 5,2 mg/g).

Una elevada cantidad de material soluble en resinas fotocurables biomédicas puede tener consecuencias significativas que van desde efectos locales como irritación y reacciones alérgicas, hasta efectos sistémicos como toxicidad y alteraciones endocrinas. Además, la liberación excesiva de material soluble compromete las propiedades mecánicas del material, creando microporos que debilitan la estructura y provocan alteraciones dimensionales que pueden afectar la funcionalidad de dispositivos médicos de precisión.

Por último, cabe destacar que la absorción de agua aumenta hasta los 7 días y posteriormente disminuye, lo que indica que parte del agua absorbida se diluye con el tiempo. A partir de los 30 días, se observa también una pérdida de masa total en seco, lo que sugiere que el material comienza a liberar componentes solubles al medio. Esto puede indicar que durante los primeros días el material alcanza un nivel de saturación de agua, pero al comenzar la elución de materiales solubles tras periodos más prolongados, la estructura interna se ve modificada, disminuyendo la capacidad de retención de agua y reflejándose valores menores de peso en húmedo. Este comportamiento podría explicar por qué, a pesar de la menor absorción de agua en tiempos largos, se observa simultáneamente una pérdida de masa en seco, asociada a la liberación de fragmentos solubles generados por procesos de degradación de la matriz polimérica.

4.4 RESULTADOS DEL ENSAYO DE MOJABILIDAD

4.4.1 ÁNGULO DE CONTACTO

A partir de las imágenes tomadas con el equipo del goniómetro y el software OBS Studio, se midieron los ángulos de contacto con la aplicación Image J. A continuación, se muestran ejemplos de algunas de las fotografías que se tomaron a las gotas para medir el ángulo de contacto con agua desionizada, diyodometano y etilenglicol, de izquierda a derecha.

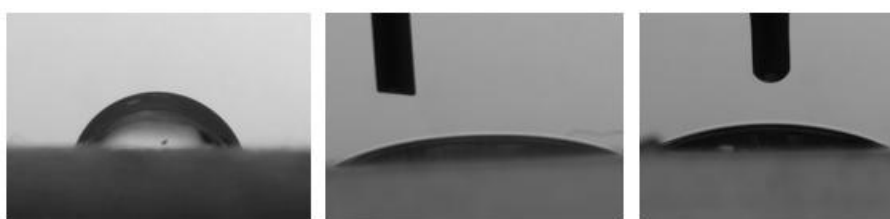


Imagen 32. Gotas sobre la superficie Sin plasma

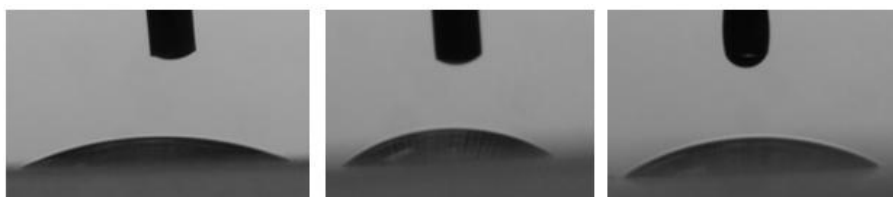
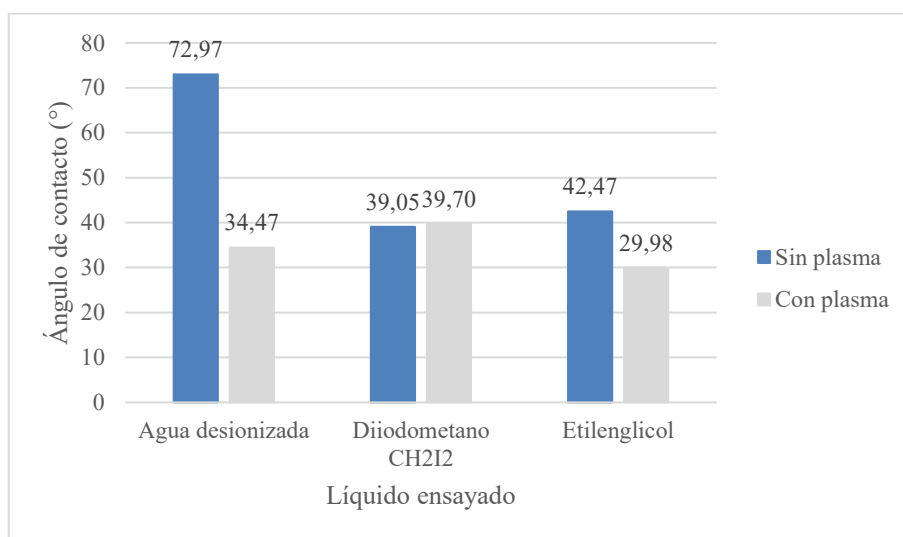


Imagen 33. Gotas sobre la superficie Con plasma

Líquido	Sin plasma	Con plasma
Agua desionizada	72,97	34,47
Diyodometano	39,05	39,70
Etilenglicol	42,47	29,98

Tabla 17. Resultados del ángulo de contacto para los tres líquidos



Gráfica 13. Resultados del ángulo de contacto

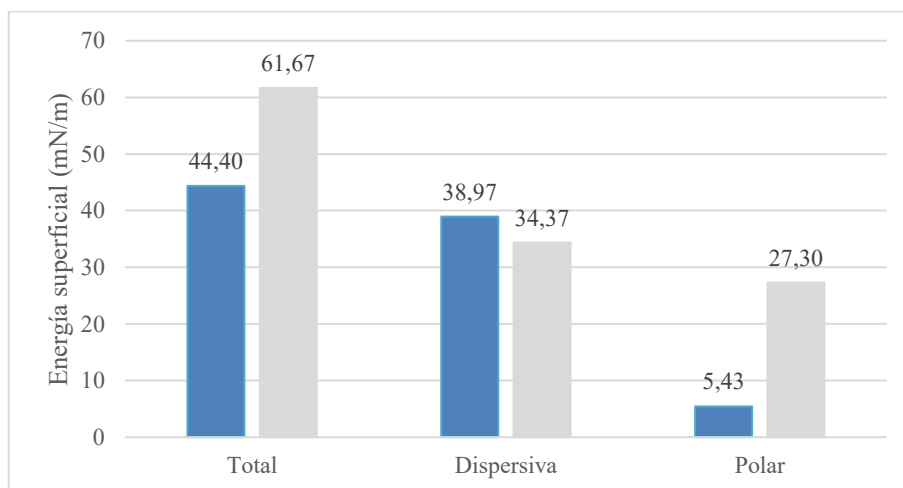
Los resultados del ensayo de mojabilidad indican una transformación superficial significativa tras el tratamiento con plasma frío. El agua experimentó la mayor modificación, con una reducción del ángulo de contacto de 72,97° a 34,47°, representando una disminución del 52,8%. El diiodometano mostró un menor cambio (0,65°, +1,7%), comportamiento que se podía esperar dado su carácter apolar. Los líquidos apolares no se ven significativamente afectados por las modificaciones superficiales introducidas por el plasma, ya que estas modificaciones consisten principalmente en la incorporación de grupos funcionales polares. Por último, el etilenglicol presentó una reducción del 29,4% en su ángulo de contacto. Estos resultados permiten confirmar que el tratamiento con plasma frío atmosférico mejora la mojabilidad en las superficies para líquidos con componentes polares.

4.4.2 ENERGÍA SUPERFICIAL

El análisis de la energía superficial indica cambios importantes en la superficie del material tras el tratamiento de plasma. La energía superficial total aumentó de 44,4 mN/m a 61,67 mN/m, representando un incremento de casi el 40%. La componente polar mostró un aumento drástico del 402,8%. Esta redistribución permite confirmar que el mecanismo principal del tratamiento de plasma es la activación superficial mediante inserción de especies polares que incrementan la reactividad superficial.

Energía Superficial (mN/m)	Sin plasma	Con plasma
Total	44,40	61,67
Dispersiva	38,97	34,37
Polar	5,43	27,30

Tabla 18. Resultados de energía superficial



Gráfica 14. Resultados energía superficial

Capítulo 5. CONCLUSIONES

Este trabajo de investigación ha abordado de manera integral el efecto del tratamiento de plasma atmosférico frío sobre las propiedades superficiales y mecánicas de la resina fotocurable biocompatible BioMed Clear fabricada mediante impresión 3D con el método de estereolitografía. A través de un método experimental completo que incluye ensayos de absorción de agua, pérdida de material soluble, caracterización de propiedades mecánicas y envejecimiento acelerado, se han obtenido resultados que permiten evaluar la viabilidad del tratamiento propuesto para aplicaciones biomédicas.

5.1 COMPORTAMIENTO DE LA ABSORCIÓN DE AGUA Y MATERIAL SOLUBLE

Los resultados experimentales revelan un comportamiento en la interacción agua-polímero que varía significativamente con el tiempo de exposición a un entorno acuoso de PBS que simula las condiciones *in vitro*. La absorción de agua de la resina BioMed Clear muestra un patrón en dos fases caracterizado por una absorción inicial rápida hasta los 7 días, seguida de una estabilización y ligera disminución hasta los 180 días. Este comportamiento sugiere que el proceso de absorción de agua no sigue únicamente las leyes de difusión de Fick, sino que hay otros factores que están involucrados como mecanismos de relajación molecular y posible degradación hidrolítica.

La discrepancia observada entre los valores experimentales y los reportados por Formlabs puede atribuirse a las condiciones de ensayo modificadas, especialmente el uso de PBS a 37°C en lugar de agua destilada a temperatura ambiente, lo que simula las condiciones fisiológicas de manera más exacta. Esta diferencia metodológica es científicamente justificada dado el objetivo biomédico del estudio.

Por otra parte, la pérdida de material soluble presenta una tendencia progresiva más preocupante, manteniéndose prácticamente nula hasta los 90 días (aproximadamente 2,5

mg/g) pero aumentando significativamente a los 180 días (4,3 – 5,2 mg/g). Este comportamiento indica el inicio de procesos de degradación que podrían comprometer la biocompatibilidad a largo plazo, especialmente considerando que los monómeros residuales liberados pueden presentar citotoxicidad.

5.2 *IMPACTO EN LAS PROPIEDADES MECÁNICAS*

El análisis de las propiedades mecánicas revela una degradación sistemática tanto en flexión como en compresión que correlaciona directamente con el tiempo de envejecimiento. La resistencia a flexión disminuye de 76,87 MPa (muestras de control sin envejecimiento) a aproximadamente 47 – 48 MPa a los 180 días, representando una pérdida del 38% de la resistencia inicial. Paralelamente, el módulo de flexión se reduce de 1823,72 MPa a 1120 – 1174 MPa, indicando una pérdida significativa de rigidez del material de un 37%.

En compresión, la degradación es también pronunciada, con la tensión final disminuyendo de 405,87 MPa a aproximadamente 280 – 300 MPa a los 180 días, constituyendo un 28% de disminución. El módulo de compresión se reduce desde 1354,17 MPa hasta 880 – 890 MPa, un 35% menos. Esta degradación mecánica está directamente relacionada con el efecto plastificante del agua absorbida y la pérdida de integridad estructural causada por la liberación de material soluble. Se puede afirmar que los resultados de los ensayos de caracterización de propiedades mecánicas están en coherencia con el análisis de absorción de agua y material soluble.

5.3 *EVALUACIÓN DEL IMPACTO DEL TRATAMIENTO DE PLASMA ATMOSFÉRICO FRÍO*

Los resultados experimentales del análisis de absorción de agua y pérdida de material soluble indican que el tratamiento con plasma no afecta significativamente a la absorción de agua durante los primeros 90 días de envejecimiento. Sin embargo, a los 180 días se observa una diferencia notable en la pérdida de material soluble entre las muestras tratadas con plasma y las que no lo están. Las muestras sometidas al tratamiento liberan 4,3 mg/g frente a 5,2 mg/g

de las muestras no tratadas, representando una reducción del 17,3%. Este hallazgo sugiere que el tratamiento con plasma podría inducir un mayor grado de entrecruzamiento superficial que proporciona cierta protección contra la degradación de la resina a largo plazo.

En cuanto al efecto del tratamiento de plasma sobre las propiedades mecánicas, la realidad es que prácticamente es imperceptible. Inicialmente (día 0), las muestras tratadas presentan valores ligeramente inferiores tanto en resistencia a la flexión (73,06 MPa vs 76,87 MPa) como en módulo de flexión (1677,48 MPa vs 1823,72 MPa), sugiriendo una posible fragilización superficial inicial. Sin embargo, estas diferencias se atenúan progresivamente con el envejecimiento, hasta volverse prácticamente imperceptibles a partir de los 30 – 90 días.

En los ensayos de compresión, el comportamiento es similar. Las muestras tratadas muestran inicialmente menor resistencia (295,87 MPa vs 405,87 MPa), pero convergiendo hacia valores similares en períodos prolongados. Este patrón sugiere que, aunque el tratamiento puede causar cierta alteración superficial inicial, no compromete significativamente el comportamiento mecánico a largo plazo.

Por otra parte, en los ensayos de mojabilidad, el tratamiento de plasma atmosférico frío ha demostrado ser una herramienta eficaz para modificar las propiedades superficiales de la resina BioMed Clear, con un impacto directo sobre la mojabilidad y la energía superficial del material. Los resultados del ensayo de mojabilidad muestran que el ángulo de contacto con especies polares, como el agua o el etilenglicol, disminuye de manera notable con el tratamiento de plasma. El efecto sobre líquidos apolares, como el diiodometano, es prácticamente nulo. Estos resultados confirman que la modificación inducida por el plasma se basa principalmente en la incorporación de grupos funcionales polares y aumenta la mojabilidad de la superficie del polímero.

El análisis de energía superficial, realizado mediante el método OWRK, corrobora esta transformación. La energía superficial total aumenta mucho tras el tratamiento, con un

incremento especialmente notable en la componente polar (402,8%). Esta redistribución de la energía superficial vuelve a indicar una mayor densidad de grupos funcionales oxigenados en la superficie, lo que incrementa la reactividad y la afinidad. La componente dispersiva, asociada a interacciones de Van der Waals, se mantiene estable o sufre ligeras variaciones, lo que refuerza la idea de que el efecto del plasma es selectivo sobre la polaridad superficial.

5.4 *IMPLICACIONES PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS*

Los resultados obtenidos deben interpretarse en el contexto de las recomendaciones del fabricante, el cual especifica que la resina BioMed Clear está diseñada para “contacto superficial de largo plazo (más de 30 días) con la piel y mucosas”. Los datos experimentales hasta los 90 días muestran una liberación de material soluble relativamente baja. Sin embargo, el incremento observado a los 180 días es significativo y plantea consideraciones importantes para aplicaciones de muy largo plazo.

Los resultados sugieren la existencia de una ventana terapéutica óptima para el uso de BioMed Clear tratada con plasma en aplicaciones biomédicas. Para períodos de contacto de 30 – 90 días, el material mantiene propiedades mecánicas aceptables (resistencia a flexión >49 MPa y módulo de flexión >1000 MPa) y baja liberación de material soluble. Esto podría ser compatible con aplicaciones como guías quirúrgicas, dispositivos temporales de administración de fármacos, y componentes de equipos médicos con contacto cutáneo prolongado.

Para aplicaciones que excedan los 90 días, los resultados indican la necesidad de evaluaciones adicionales de biocompatibilidad, particularmente considerando que una elevada liberación de material soluble podría provocar efectos citotóxicos, genotóxicos y reacciones alérgicas.

Por otro lado, la mejora en la mojabilidad y la energía superficial tiene también implicaciones para la biocompatibilidad y la funcionalidad biomédica de la resina. Una mayor energía superficial favorece la adhesión celular y la proliferación de tejidos, aspectos

críticos en aplicaciones de ingeniería de tejidos y dispositivos médicos implantables o de contacto prolongado como los discutidos en este proyecto.

Al interrelacionar estos resultados con los obtenidos en los ensayos de absorción de agua y propiedades mecánicas, se observa que el tratamiento de plasma no incrementa significativamente la absorción de agua ni la liberación de material soluble durante los primeros 90 días de envejecimiento. Sin embargo, a los 180 días, las muestras tratadas sí presentan una menor liberación de material soluble, lo que sugiere una mayor estabilidad superficial.

En conjunto, los resultados demuestran que el tratamiento de plasma atmosférico frío permite optimizar la mojabilidad y aumentar la energía superficial de la resina BioMed Clear, mejorando su mojabilidad y potencial biocompatibilidad. Todo ello sin afectar negativamente ni la estabilidad dimensional ni las propiedades mecánicas, que son características esenciales para su aplicación biomédica. Así, este método de modificación superficial se presenta como una vía prometedora para adaptar materiales poliméricos impresos en 3D a las exigencias de aplicaciones clínicas avanzadas. En particular, aquellas que requieren una interacción eficiente con células y tejidos, manteniendo la seguridad y la funcionalidad del dispositivo a lo largo del tiempo en condiciones *in vitro*.

5.5 CUMPLIMIENTO DE OBJETIVOS Y EVALUACIÓN GLOBAL

El objetivo principal del proyecto, “mejorar la energía superficial (mojabilidad) mediante tratamiento de plasma atmosférico frío, con el fin de favorecer la adhesión y proliferación celular sin comprometer las propiedades mecánicas de la resina”, se ha cumplido de manera satisfactoria con las siguientes consideraciones:

OBJETIVOS ALCANZADOS

- Con del tratamiento de plasma atmosférico frío, se ha logrado incrementar la energía superficial y la mojabilidad, lo que se espera que pueda favorecer la adhesión y la proliferación celular.
- Se ha demostrado que el tratamiento con plasma mejora la estabilidad a largo plazo del material, evidenciado por la menor liberación de material soluble a los 180 días.
- Las propiedades mecánicas no se ven comprometidas significativamente a largo plazos, con diferencias que se atenúan progresivamente durante el envejecimiento.
- Se ha establecido una ventana de uso biomédico seguro (30 – 90 días) compatible con las especificaciones del fabricante.
- Se ha caracterizado exhaustivamente el comportamiento del material bajo condiciones fisiológicas simuladas.

LIMITACIONES IDENTIFICADAS

- El efecto inicial de fragilización superficial requiere optimización de parámetros de la preparación de las muestras y el tratamiento
- La degradación observada a los 180 días limita las aplicaciones de muy largo plazo

Este trabajo aporta evidencia científica valiosa sobre el comportamiento a largo plazo de resinas fotocurables biocompatibles tratadas con plasma, como la BioMed Clear. Además, sienta las bases para futuras optimizaciones en el diseño y las funcionalidades superficiales de dispositivos médicos impresos en 3D.

Capítulo 6. TRABAJOS FUTUROS

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo de investigación, se identifican varias líneas de investigación futura que permitirían profundizar y ampliar el conocimiento sobre la modificación superficial de resinas fotocurables biocompatibles mediante plasma atmosférico frío y otros tratamientos relacionados.

6.1 ANÁLISIS PROFUNDO DE LA ABSORCIÓN DE AGUA

Como se ha comentado en el análisis de resultados del ensayo de absorción de agua y pérdida de material soluble, se observa que la absorción de agua incrementa en los primeros 7 días y luego desciende, lo que sugiere que parte del agua absorbida se va eliminando con el tiempo. Asimismo, a partir de los 30 días, se detecta una reducción de la masa en seco, que indica que el material empieza a liberar al medio ciertos componentes solubles. Esto puede interpretarse como una saturación inicial de agua, seguida de un proceso de liberación de compuestos que modifica la estructura interna del material.

Como trabajo futuro, se podría analizar con mayor profundidad el comportamiento de absorción de agua para confirmar si la reducción de la ganancia en húmedo se debe efectivamente a la liberación de material soluble durante el envejecimiento, y ver qué ocurriría para tiempos más largos de inmersión.

6.2 ENSAYOS CELULARES DE ADHESIÓN Y PROLIFERACIÓN

El incremento de la energía superficial y la mojabilidad tras el tratamiento de plasma atmosférico frío sugiere una mayor afinidad para la adhesión celular, aspecto fundamental en aplicaciones de ingeniería de tejidos y dispositivos implantables. Sin embargo, para confirmar este efecto, es imprescindible realizar ensayos biológicos específicos en trabajos futuros.

Se recomienda realizar experimentos de cultivo celular sobre superficies tratadas y no tratadas con el plasma, cuantificando la adhesión. Estos estudios permitirán establecer de forma directa la relación entre la modificación superficial inducida por el plasma y la respuesta biológica real al material

6.3 CARACTERIZACIÓN DE LA QUÍMICA SUPERFICIAL

Para comprender en profundidad los mecanismos de modificación superficial, no basta con analizar el impacto sobre la mojabilidad, la absorción de agua y las propiedades mecánicas. Resulta necesario realizar análisis avanzados de la química de superficie y las propiedades térmicas del material.

Se proponen los siguientes tres ensayos como experimentos para caracterizar la química superficial de la resina:

- **Espectroscopia de fotoelectrones de rayos X.** Este método permite identificar y cuantificar los grupos funcionales introducidos en la superficie tras el tratamiento (hidroxilos, carbonilos, carboxilos, etc).
- **Análisis térmico (DSC).** La determinación de la temperatura de transición vítrea (T_g) tras los distintos tratamientos permitirá evaluar si existen alteraciones en la estructura polimérica que puedan afectar la estabilidad y el comportamiento mecánico del material.
- **Ensayos de citotoxicidad.** Para las aplicaciones requeridas, es fundamental comprobar que las modificaciones superficiales no generan subproductos tóxicos ni afectan negativamente a la biocompatibilidad global del material.

6.4 OTROS TRATAMIENTOS DE MODIFICACIÓN SUPERFICIAL

A pesar de que el plasma atmosférico frío parece ser un tratamiento eficaz para modificar la mojabilidad sin afectar la integridad del polímero, existen otros tratamientos superficiales que también podrían valorarse, como los descritos brevemente a continuación.

- **Tratamiento de llama (plasma caliente).** Este tratamiento permite también aumentar la energía superficial. Sin embargo, la elevada temperatura de la llama podría inducir degradación térmica en la resina, amarilleamiento o pérdida de propiedades mecánicas. Sería necesario comparar la eficacia con las posibles consecuencias negativas o daños frente al plasma frío.
- **Tratamiento con otros gases.** El uso de gases distintos al aire (como el argón, el oxígeno o mezclas específicas de varios gases) en el plasma podría generar diferentes especies reactivas y modificar la composición química superficial del polímero. Por esta razón, se recomienda investigar el efecto de estos gases en la mojabilidad, la estabilidad y la biocompatibilidad.

La combinación de estos enfoques permitiría no solo optimizar las condiciones del tratamiento superficial para cada aplicación biomédica, sino también garantizar otros parámetros como la seguridad y la eficacia de los dispositivos fabricados.

Capítulo 7. OBJETIVOS DESARROLLO SOSTENIBLE

Este proyecto se alinea con varios de los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS), porque contribuye a la optimización de tecnologías biomédica innovadoras y sostenibles. Aquí, se desarrollan los ODS más significativos en lo que a esta investigación se refiere:

- **ODS 3: Salud y Bienestar.** La mejora de los materiales empleados en aparatos médicos a través de tratamientos como el plasma atmosférico frío puede optimizar su integración en el organismo humano. De esta manera, se promueve su uso en medicina regenerativa y terapias avanzadas. Al mejorar la mojabilidad, se incrementa la posibilidad de adhesión celular sobre estas resinas fotocurables, como la BioMed Clear y se fomenta el desarrollo de dispositivos más eficaces y seguros, favoreciendo así la mejora de la calidad de vida de los pacientes.
- **ODS 9: Industria, Innovación e Infraestructura.** La fabricación de las muestras estudiadas mediante impresión 3D simboliza el progreso en la innovación tecnológica en la industria biomédica y de manufactura aditiva. Este método de estereolitografía (SLA) permite fabricar dispositivos médicos personalizados con mayor eficiencia y menor costo en comparación con los procedimientos convencionales. (*Photopolymerisation*, 2022)
- **ODS 12: Producción y Consumo Responsables.** El análisis de la durabilidad con el envejecimiento bajo condiciones *in vitro* y la evaluación de la absorción de agua de las resinas tratadas tiene como objetivo optimizar su durabilidad, reduciendo la necesidad de reemplazo frecuente en dispositivos biomédicos. Optimizar la resistencia mecánica y estabilidad química reduce el desperdicio de material en la fabricación de implantes y dispositivos biomédicos.

En conclusión, este proyecto no solo contribuye a progresos importantes en el área de la bioingeniería, sino que también promueve la creación de tecnologías más sostenibles y eficientes, en consonancia con los objetivos globales de la Agenda 2030 de Naciones Unidas.

Capítulo 8. BIBLIOGRAFÍA

- Ali Bagheri & Jianyong Jin. (2019). *Photopolymerization in 3D Printing* | *ACS Applied Polymer Materials*. <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsapm.8b00165>
- Bekeschus, S., von Woedtke, T., Emmert, S., & Schmidt, A. (2021). Medical gas plasma-stimulated wound healing: Evidence and mechanisms. *Redox Biology*, 46, 102116. <https://doi.org/10.1016/j.redox.2021.102116>
- BioMed Clear Resin (Form 4) 1 L – Vision Miner. (s. f.). Recuperado 22 de junio de 2025, de <https://visionminer.com/products/biomed-clear-resin-form-4-1-l>
- Blazing Fast SLA Post-Processing | Formlabs. (s. f.). Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://formlabs.com/post-processing/wash-cure/>
- Boehm, D., & Bourke, P. (2018). Safety implications of plasma-induced effects in living cells—A review of in vitro and in vivo findings. *Biological Chemistry*, 400(1), 3-17. <https://doi.org/10.1515/hsz-2018-0222>
- Choqueuse, D., Davies, P., Mazeas, F., & Baizeau, R. (1997). *Aging of composites in water: Comparison of five materials in terms of absorption kinetics and evolution of mechanical properties* (No. CONF-951121-). Article CONF-951121-. <https://www.osti.gov/biblio/653449>
- Chu, P. (2002). Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 36(5-6), 143-206. [https://doi.org/10.1016/S0927-796X\(02\)00004-9](https://doi.org/10.1016/S0927-796X(02)00004-9)
- Chuanlong Ma, Anton Nikiforov, Dirk Hegemann, Nathalie De Geyter, Rino Morent, & Kostya (Ken) Ostrikov. (2023). *Plasma-controlled surface wettability: Recent*

-
- advances and future applications—Chuanlong Ma, Anton Nikiforov, Dirk Hegemann, Nathalie De Geyter, Rino Morent, Kostya (Ken) Ostrikov, 2023. Sage Journals. <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1080/09506608.2022.2047420>*
- Comparación de tecnologías de impresión 3D: FDM, SLA o SLS | Formlabs. (s. f.). Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://formlabs.com/es/blog/fdm-sla-sls-como-elegir-tecnologia-impresion-3d-adecuada/>*
- Contact angle. (s. f.). KRÜSS Scientific. Recuperado 22 de junio de 2025, de <https://www.kruss-scientific.com/en/know-how/glossary/contact-angle>*
- Contact Angle Measurements and Wettability | Nanoscience Instruments. (s. f.). Recuperado 22 de junio de 2025, de <https://www.nanoscience.com/techniques/tensiometry/contact-angle-measurements-and-wettability/>*
- CORONICA, T. F. (2024). A study on the accelerated aging factor of polymeric materials. <https://www.politesi.polimi.it/handle/10589/219504>*
- Csenge Vámos, Máté Füredi, Zoltán Hórvölgyi, Olga Krafcsik, Gábor Kiss, Tamás Bárány, & Botond Béla Marosfői. (2024). Analysis of time-dependent hydrophobic recovery on plasma-treated superhydrophobic polypropylene using XPS and wettability measurements. Scientific Reports Nature. <https://www.nature.com/articles/s41598-024-72573-y>*
- Diana Velayos. (2023). ¿Qué es el plasma frío y para qué se usa en medicina? <https://www.20minutos.es/salud/medicina/que-es-plasma-frio-para-que-usa-medicina-5177451/?>*
-

Effects of high gravity on properties of parts fabricated using material extrusion system by additive manufacturing: Heliyon. (s. f.). Recuperado 14 de julio de 2025, de [https://www.cell.com/heliyon/fulltext/S2405-8440\(24\)08192-1](https://www.cell.com/heliyon/fulltext/S2405-8440(24)08192-1)

FORM 4 FORMLABS. (s. f.). *Dental 3DMarket*. Recuperado 14 de julio de 2025, de <https://dental3dmarket.com/p/form-4-formlabs/>

Formlabs Launches Low-Force Stereolithography 3D Printers | Additive Manufacturing. (s. f.). Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://www.additivemanufacturing.media/products/formlabs-launches-low-force-stereolithography-3d-printers>

Geddes, L., Carson, L., Themistou, E., & Buchanan, F. (2020). A comparison of the increased temperature accelerated degradation of Poly(,-lactide-co-glycolide) and Poly(-lactide-co-glycolide). *Polymer Testing*, 91, 106853. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2020.106853>

Gerald Greil, I Wolf, A Kuettner, M Fenchel, S Miller, P Martirosian, F Schick, M Oppitz, H P Meinzer, & L Sieverding. (2007). *Stereolithographic Reproduction of Complex Cardiac Morphology Based on High Spatial Resolution Imaging*. King's College London. <https://kclpure.kcl.ac.uk/portal/en/publications/stereolithographic-reproduction-of-complex-cardiac-morphology-bas>

Gert Jungbauer, Leandro Favaro, Steffen Müller, Anton Sculean, & Sigrun Eick. (2022). *The In-Vitro Activity of a Cold Atmospheric Plasma Device Utilizing Ambient Air against Bacteria and Biofilms Associated with Periodontal or Peri-Implant Diseases—PMC*. National Library of Medicine. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9219831/>

-
- Giulia Pitzanti, Valentyn Mohylyuk, Francesca Corduas, Niall M Byrne, Jonathan A Coulter, & Dimitrios A Lamprou. (2023). *Urethane dimethacrylate-based photopolymerizable resins for stereolithography 3D printing: A physicochemical characterisation and biocompatibility evaluation*. PubMed.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37454029/>
- Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing | Formlabs*. (s. f.). Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://formlabs.com/eu/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>
- Hilal Turkoglu Sasmazel, Marwa Alazzawi, & Nabeel Kadim Abid Alsahib. (2021). *Atmospheric Pressure Plasma Surface Treatment of Polymers and Influence on Cell Cultivation—PMC*. National Library of Medicine.
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8002466/>
- Hye Ran Lee, Sung Un Kang, Haeng Jun Kim, Eun Jong Ji, Ju Hyun Yun, Sungryeal Kim, Jeon Yeob Jang, Yoo Seob Shin, & Chul-Ho Kim. (2023). *Liquid plasma as a treatment for cutaneous wound healing through regulation of redox metabolism | Cell Death & Disease*. <https://www.nature.com/articles/s41419-023-05610-9>
- Jennie Jones. (2023). *What is photopolymer resin and how it used in 3d printing?*
<https://www.sunlu.com/es-es/blogs/products-knowledge/what-is-photopolymer-resin>
- Kim, S. H., Ha, H. J., Ko, Y. K., Yoon, S. J., Rhee, J. M., Kim, M. S., Lee, H. B., & Khang, G. (2007). Correlation of proliferation, morphology and biological responses of fibroblasts on LDPE with different surface wettability. *Journal of Biomaterials*
-

-
- Science. Polymer Edition, 18(5), 609-622.*
<https://doi.org/10.1163/156856207780852514>
- Law, K.-Y. (2014). Definitions for Hydrophilicity, Hydrophobicity, and Superhydrophobicity: Getting the Basics Right. *The Journal of Physical Chemistry Letters*, 5(4), 686-688. <https://doi.org/10.1021/jz402762h>
- Li, W., Wang, M., Ma, H., Chapa-Villarreal, F. A., Lobo, A. O., & Zhang, Y. S. (2023). Stereolithography apparatus and digital light processing-based 3D bioprinting for tissue fabrication. *iScience*, 26(2), 106039. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2023.106039>
- Marin, E., Boschetto, F., Zanocco, M., Doan, H. N., Sunthar, T. P. M., Kinashi, K., Iba, D., Zhu, W., & Pezzotti, G. (2021). UV-curing and thermal ageing of methacrylated stereo-lithographic resin. *Polymer Degradation and Stability*, 185, 109503. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2021.109503>
- Matt Neale. (2024). *Stereolithography (SLA) 3D Printing: The Ultimate Guide—Goodfish*. <https://www.goodfishgroup.com/stereolithography-sla-3d-printing-the-ultimate-guide>
- Measurlabs. (s. f.). *Contact Angle Measurement | Measurlabs*. Recuperado 4 de julio de 2025, de <https://measurlabs.com/methods/contact-angle-measurement/>
- Meet Form Wash and Form Cure: Professional Post-Processing for Cleaner, Stronger Parts—Formlabs News—Formlabs Community Forum*. (s. f.). Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://forum.formlabs.com/t/meet-form-wash-and-form-cure-professional-post-processing-for-cleaner-stronger-parts/13201>
-

-
- Melchels, F. P. W., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>
- Miran Mozetič. (2023). *Aging of Plasma-Activated Polyethylene and Hydrophobic Recovery of Polyethylene Polymers*. MDP. <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/24/4668>
- Moisture Absorption Testing As Per ASTM D570—Kiyō R&D. (2024, septiembre 20). <https://www.kiyorndlab.com/moisture-absorption-testing-as-per-astm-d570/>
- Neděla, O., Slepíčka, P., & Švorčík, V. (2017). Surface Modification of Polymer Substrates for Biomedical Applications. *Materials*, 10(10), 1115. <https://doi.org/10.3390/ma10101115>
- Nemani, S. K., Annavarapu, R. K., Mohammadian, B., Raiyan, A., Heil, J., Haque, Md. A., Abdelaal, A., & Sojoudi, H. (2018). Surface Modification of Polymers: Methods and Applications. *Advanced Materials Interfaces*, 5(24), 1801247. <https://doi.org/10.1002/admi.201801247>
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>
- Ozer, S., Sen Tunc, E., Tuloglu, N., & Bayrak, S. (2014). Solubility of Two Resin Composites in Different Mouthrinses. *BioMed Research International*, 2014, 580675. <https://doi.org/10.1155/2014/580675>
-

Phosphate Buffered Saline (PBS)—Sharebiology. (2018, diciembre 21).

<https://sharebiology.com/phosphate-buffered-saline-pbs-composition-and-preparation/>

Photopolymerisation. (2022). DoITPoms.

https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/add_manuf/photopolymer.php

Pingshan Luan, Andrew J. Knoll, Peter J. Bruggeman, & Gottlieb S. Oehrlein. (2017).

Plasma–surface interaction at atmospheric pressure: A case study of polystyrene etching and surface modification by Ar/O₂ plasma jet | Journal of Vacuum Science & Technology A | AIP Publishing.

<https://pubs.aip.org/avs/jva/article/35/5/05C315/244865/Plasma-surface-interaction-at-atmospheric-pressure>

Post-Processing Solutions for SLA and SLS 3D Printing. (s. f.). Formlabs. Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://formlabs.com/post-processing/>

Prime, G., & Mozetič, M. (2024). Surface Modification of Polymers by Plasma Treatment for Appropriate Adhesion of Coatings. *Materials*, 17(7), 1494. <https://doi.org/10.3390/ma17071494>

Roopak Murali, Rachel Evangelina, Joanna Pauline Samuel, Pooja Singh, Shivangi Saha, Maneesh Singhal, & Rajesh Kumar Gandhirajan. (2024). *Cold atmospheric plasma (CAP) in wound healing: Harnessing a dual-edged sword in: Redox Experimental Medicine Volume 2024 Issue 1 (2024).* Redox Experimental Medicine. <https://rem.bioscientifica.com/view/journals/rem/2024/1/REM-23-0026.xml>

Samira Elaissi, Amira Ben Gouider Trabelsi, Lamia Abu El Maati, & Kamel Charrada. (2022). *Optimal Discharge Parameters for Biomedical Surface Sterilization in*

Radiofrequency AR/O2 Plasma. MDPI. <https://www.mdpi.com/1996-1073/15/4/1589>

Sara López de Armentia, Eva Paz, Juan Carlos Del Real, & Nicholas Dunne. (2020).

Advances in Biodegradable 3D Printed Scaffolds with Carbon-Based Nanomaterials for Bone Regeneration. MDPI. <https://www.mdpi.com/1996-1944/13/22/5083>

Schneider, G., & Burridge, K. (1994). Formation of focal adhesions by osteoblasts adhering to different substrata. *Experimental Cell Research*, 214(1), 264-269. <https://doi.org/10.1006/excr.1994.1257>

Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24(4), 655-665. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00380-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00380-0)

Sousa, J. S., Tresp, H., Dünnebier, M., Iséni, S., Hammer, M. U., Winter, J., Martin, V., Puech, V., Weltmann, K.-D., & Reuter, S. (s. f.). *Plasma-generated reactive oxygen species for biomedical applications.*

Susanna Laurén. (2025). *Seven ways to measure contact angle.* <https://www.biolinscientific.com/blog/7-ways-to-measure-contact-angle>

The History of 3D Printing: Origins, Advancements, and Modern-Day Applications. (2025, mayo 28). <https://www.thomasnet.com/insights/history-of-3d-printing/>

The History of Additive Manufacturing: A Journey Through Time. (s. f.). Trip 3D. Recuperado 23 de junio de 2025, de <https://www.tripo3d.ai/blog/collect/the-history-of-additive-manufacturing--a-journey-through-time-mqhij-pnjum>

Understanding the Composition of Stereolithography Resin—UnionTech. (s. f.). Union Tech 3D. Recuperado 23 de junio de 2025, de

<https://www.uniontech3d.com/understanding-the-composition-of-stereolithography-resin.html>

Volotskova, O. (2012). *Biomedical Applications of the Cold Atmospheric Plasma: Cell Responses* [Ph.D. thesis]. <https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/2012PhDT.....58V>

Young's equation. (s. f.). KRÜSS Scientific. Recuperado 22 de junio de 2025, de <https://www.kruss-scientific.com/en/know-how/glossary/youngs-equation>

ANEXO I. FICHA TÉCNICA DEL MATERIAL

MEDICAL RESIN **formlabs** | medical

BioMed Clear

Biocompatible Photopolymer Resin for Formlabs SLA Printers

BioMed Clear Resin is a rigid material for biocompatible applications requiring long-term skin or mucosal membrane contact. This USP Class VI certified material is suitable for applications that require wear resistance and low water absorption over time.

Parts printed with BioMed Clear Resin are compatible with common sterilization methods. BioMed Clear Resin is manufactured in our ISO 13485 facility and is supported with an FDA Device Master File.

Medical devices and device components **Ventilator and PPE components**

Bioprocessing equipment **Drug delivery devices**

Research and Development



V1 **FLBMCL01** * Regional availability may vary.

Prepared : 06 . 12 . 2020 To the best of our knowledge the information contained herein is accurate. However, Formlabs, Inc. makes no warranty, expressed or implied, regarding the accuracy of these results to be obtained from the use thereof.

Rev. 04 . 24 . 04 . 2023

MATERIAL PROPERTIES DATA

BioMed Clear Resin

	METRIC ¹	IMPERIAL ¹	METHOD
	Post-Cured ²	Post-Cured ²	
Tensile Properties			
Ultimate Tensile Strength	52 MPa	7.5 ksi	ASTM D638-10 (Type IV)
Young's Modulus	2080 MPa	302 ksi	ASTM D638-10 (Type IV)
Elongation	12%	12%	ASTM D638-10 (Type IV)
Flexural Properties			
Flexural Strength	84 MPa	12.2 ksi	ASTM D790-15 (Method B)
Flexural Modulus	2300 MPa	332 ksi	ASTM D790-15 (Method B)
Hardness Properties			
Hardness Shore D	78D	78D	ASTM D2240-15 (Type D)
Impact Properties			
Notched Izod	35 J/m	0.658 ft-lb/in	ASTM D256-10 (Method A)
Unnotched Izod	449 J/m	8.41 ft-lb/in	ASTM D4812-11
Thermal Properties			
Heat Deflection Temp. @ 1.8 MPa	54 °C	129 °F	ASTM D648-18 (Method B)
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	67 °C	152 °F	ASTM D648-18 (Method B)
Coefficient of Thermal Expansion	82 µm/m°C	45 µin/in/°F	ASTM E831-14
Other Properties			
Water Absorption	0.54%	0.54%	ASTM D570-98 (2018)

Sterilization Compatibility

E-beam	35 kGy E-beam radiation
Ethylene Oxide	100% Ethylene oxide at 55 °C for 180 minutes
Gamma	29.4 - 31.2 kGy gamma radiation
Steam Sterilization	Autoclave at 134°C for 20 minutes Autoclave at 121°C for 30 minutes

For more details on sterilization compatibilities, visit formlabs.com/medical

Disinfection Compatibility

Chemical Disinfection	70% Isopropyl Alcohol for 5 minutes
-----------------------	-------------------------------------

Samples printed with BioMed Clear Resin have been evaluated in accordance with ISO 10993-1:2018, ISO 7405:2018, ISO 18562-1:2017 and have passed the requirements associated with the following biocompatibility endpoints:

ISO Standard	Description ³	ISO Standard	Description ³
ISO 10993-5:2009	Not cytotoxic	ISO 10993-3:2014	Not mutagenic
ISO 10993-10:2010/(R)2014	Not an irritant	ISO 18562-2:2017	Does not emit particulates
ISO 10993-10:2010/(R)2014	Not a sensitizer	ISO 18562-3:2017	Does not emit VOCs
ISO 10993-17:2002, ISO 10993-18:2005	Not toxic (subacute / subchronic)	ISO 18562-4:2017	Does not emit hazardous water-soluble substances
ISO 10993-11: 2017	No evidence of acute systemic toxicity	ISO 10993-11: 2017/USP, General Chapter <151>, Pyrogen Test	Non-pyrogenic

The product was developed and is in compliance with the following ISO Standards:

ISO Standard	Description
EN ISO 13485:2016	Medical Devices – Quality Management Systems – Requirements for Regulatory Purposes
EN ISO 14971:2012	Medical Devices – Application of Risk Management to Medical Devices

¹ Material properties may vary based on part geometry, print orientation, print settings, temperature, and disinfection or sterilization methods used.

² Data were measured on post-cured samples printed on a Form 3B printer with 100 µm BioMed Clear Resin settings, washed in a Form Wash for 20 minutes in 99% isopropyl alcohol, and post-cured at 60 °C for 60 minutes in a Form Cure.

³ BioMed Clear Resin was tested at NAMSA World Headquarters, OH, USA.