



TRABAJO FIN DE MÁSTER

**MÁSTER DE PRÓTESIS, IMPLANTOPRÓTESIS Y
ESTÉTICA DENTAL**

**Comparar la Translucidez de
Materiales Fresados e Impresos con
Diferentes Grosos en Prótesis
Dentales**

Madrid, Noviembre 2025

Autor: María Victoria Alvarez Guerra

Tutor Académico: Laura Godoy Ruiz

RESUMEN

Introducción: La integración biomimética en el sector anterior exige materiales que repliquen las propiedades ópticas naturales. La irrupción de la impresión 3D plantea interrogantes sobre su capacidad de enmascaramiento frente al estándar de fresado CAD/CAM en espesores mínimos. **Objetivo:** Comparar el Parámetro de Translucidez (TP00) y la estabilidad cromática de una resina impresa (Freeprint® temp) frente a un PMMA fresado (Idodentine®), evaluando la influencia del espesor (0.5 vs 1.0 mm) y del sustrato (Claro, Medio, Oscuro). **Metodología:** Estudio experimental in vitro (n=40). Se midieron las coordenadas CIELab mediante espectrofotometría sobre fondos estandarizados (ND1, ND5, ND9). Se calcularon el TP00 y la diferencia de color (Delta E00). El análisis estadístico incluyó ANOVA factorial y pruebas post hoc de Bonferroni ($\alpha=0.05$) mediante software JASP. **Resultados:** Se hallaron diferencias significativas ($p<0.001$). La resina impresa mostró alta translucidez (TP=17.68 a 0.5 mm) y una dependencia crítica del sustrato, sufriendo desviaciones cromáticas inaceptables (Delta E=17.68) sobre fondo oscuro. El material fresado exhibió opacidad constante (TP<1) y estabilidad absoluta (Delta E<1.0), independientemente del espesor o fondo. **Conclusiones:** La tecnología de fabricación condiciona el comportamiento óptico. La resina impresa evaluada carece de la opacidad necesaria para neutralizar sustratos discrómicos en espesores delgados, limitando su indicación estética a sustratos favorables. El fresado garantiza el bloqueo del sustrato, aunque con menor luminosidad.

Palabras clave: Translucidez; Impresión 3D; CAD/CAM; Enmascaramiento; Odontología Estética.

ABSTRACT

Introduction: Biomimetic integration in the anterior sector requires materials that replicate natural optical properties. The emergence of 3D printing raises questions regarding its masking ability compared to the CAD/CAM milling standard at minimum thicknesses

Objective: To compare the Translucency Parameter (TP00) and chromatic stability of a printed resin (Freeprint® temp) versus a milled composite (Idodentine®), evaluating the influence of thickness (0.5 vs 1.0 mm) and substrate (Light, Medium, Dark). **Methodology:**

An in vitro experimental study (n=40) was conducted. CIELab coordinates were measured via spectrophotometry on standardized backgrounds (ND1, ND5, ND9). The TP00 and color difference (Delta E00) were calculated. Statistical analysis included factorial ANOVA and Bonferroni post hoc tests ($\alpha=0.05$) using JASP software. **Results:** Significant differences were found ($p<0.001$). The printed resin showed high translucency (TP=17.68 at 0.5 mm) and a critical dependence on the substrate, exhibiting unacceptable chromatic deviations (Delta E=17.68) on a dark background. The milled material exhibited constant opacity (TP<1) and absolute stability (Delta E<1.0), regardless of thickness or background.

Conclusions: Manufacturing technology determines optical behavior. The evaluated printed resin lacks the necessary opacity to neutralize dyschromic substrates at thin thicknesses, limiting its aesthetic indication to favorable substrates. Milling guarantees substrate blocking, albeit with lower luminosity.

Keywords: Translucency; 3D Printing; CAD/CAM; Masking Ability; Esthetic Dentistry.

ÍNDICE

I. ASPECTOS PRELIMINARES

RESUMEN.....	2
ABSTRACT.....	3
ÍNDICE.....	4
Índices de siglas y abreviaturas.....	5
Índices de tablas e ilustraciones.....	6

II. CUERPO DEL TRABAJO

1. Introducción.....	7
1. 1 Contexto General: La Evolución Estética y Tecnológica.....	7
1.2 Marco Teórico y Conceptual.....	9
2. Justificación.....	15
3. Objetivos.....	16
3.1 Objetivo General.....	16
3.2 Objetivos Específicos.....	16
3.3 Hipótesis.....	17
4.1. Diseño del Estudio.....	17
4.1.1. Tamaño Muestral.....	18
4.2. Selección de Materiales.....	18
4.3. Preparación de Especímenes.....	19
4.3.1. Grupo 1: Fabricación Sustractiva (Fresado).....	19
4.3.2. Grupo 2: Fabricación Aditiva (Impresión 3D).....	20

4.3.3. Acabado y Estandarización Superficial.....	21
4.4. Procedimiento de Medición Óptica.....	21
4.4.1. Sustratos de Fondo.....	22
4.5. Variables de Análisis y Cálculos.....	22
4.6. Análisis Estadístico.....	23
5.1. Análisis Descriptivo y Parámetro de Translucidez (TP).....	24
5.1.1. Descripción de las Coordenadas Cromáticas (L*a*b*).....	24
5.1.2. Cálculo del Parámetro de Translucidez (TP).....	25
5.2. Capacidad de Enmascaramiento.....	27
5.2.1. Comportamiento ante Sustrato Medio (ND5).....	29
5.2.2. Comportamiento ante Sustrato Oscuro (ND9).....	29
5.3. Análisis de Interacción (ANOVA Factorial).....	30
5.4. Discusión.....	32
6. Conclusiones.....	35

III. REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍAS

7. Bibliografía.....	37
----------------------	----

Índices de siglas y abreviaturas

ANOVA: Analysis of Variance (Análisis de Varianza)

CAD/CAM: Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing (Diseño y Fabricación Asistidos por Ordenador)

CIE: Commission Internationale de l'Éclairage (Comisión Internacional de Iluminación)

CR: Contrast Ratio (Relación de Contraste)

DLP: Digital Light Processing (Procesamiento Digital de Luz)

FWER: Family-Wise Error Rate (Tasa de Error Familiar)

IPA: Alcohol Isopropílico

ISO: International Organization for Standardization

JASP: Jeffrey's Amazing Statistics Program (Software Estadístico)

LCD: Liquid Crystal Display (Pantalla de Cristal Líquido)

ND: Natural Die (Color de Muñón Natural)

PICO: Paciente, Intervención, Comparación, Resultado (Estrategia de pregunta de investigación)

PMMA: Polimetilmetacrilato

SD: Standard Deviation (Desviación Estándar)

SE: Standard Error (Error Estándar)

SLA: Stereolithography (Estereolitografía)

TFM: Trabajo de Fin de Máster

TP: Translucency Parameter (Parámetro de Translucidez)

TP00: Parámetro de Translucidez calculado con fórmula CIEDE2000

UV: Ultravioleta

Delta E: Delta E (Diferencia de Color)

Índices de tablas e ilustraciones

Índice de Tablas

- Tabla 1. Distribución total de la muestra por grupo y grosor
- Tabla 2. Especificaciones técnicas de los materiales de estudio
- Tabla 3. Valores medios de Luminosidad (L_S) según el sustrato de fondo
- Tabla 4. Estadísticos descriptivos del Parámetro de Translucidez (TP)
- Tabla 5. Resultados del ANOVA de dos factores para la Translucidez (TP00)
- Tabla 6. Estadísticos descriptivos para Capacidad de Enmascaramiento (Materiales)
- Tabla 7. Estadísticos descriptivos para Capacidad de Enmascaramiento (Grosos)
- Tabla 8. Estadísticos descriptivos generales de la Capacidad de Enmascaramiento
- Tabla 9. Diferencial de Color (Delta E00) inducido por los sustratos ND5 y ND9
- Tabla 10. Resultados del ANOVA para Capacidad de Enmascaramiento en Fondo Oscuro
- Tabla 11. Resumen de ANOVA Factorial (Estabilidad Cromática sobre Sustrato ND9)
- Tabla 12. Valores completos de las mediciones

Índice de Ilustraciones

- Figura 1. Unidad de fresado PrograMill® PM5
- Figura 2. Muestras del grupo fresado de 0,5 mm de espesor
- Figura 3. Muestras del grupo fresado de 1,0 mm de espesor
- Figura 4. Impresora 3D SprintRay Pro S® (Tecnología DLP)
- Figura 5. Muestras del grupo impreso de 0,5 mm de espesor
- Figura 6. Muestras del grupo impreso de 1,0 mm de espesor
- Figura 7. Sistema de pulido OptraGloss (Ivoclar Vivadent)
- Figura 8. Espectrofotómetro clínico VITA Easyshade V

Figura 9. Sustrato de fondo ND1 (Dentina blanqueada)

Figura 10. Sustrato de fondo ND5 (Dentina natural A3)

Figura 11. Sustrato de fondo ND9 (Dentina discrómica/oscura)

Figura 12. Gráfico de distribución del Parámetro de Translucidez por material y espesor

1. Introducción

1. 1 Contexto General: La Evolución Estética y Tecnológica

La odontología restauradora contemporánea atraviesa un cambio de paradigma impulsado por una exigencia estética creciente. Los pacientes actuales demandan tratamientos rehabilitadores que trascienden la propia recuperación de la función biomecánica para alcanzar una integración biomimética con los tejidos orales remanentes. En este escenario, la excelencia clínica se define por la capacidad de las restauraciones para replicar la apariencia natural del diente, un objetivo donde las propiedades ópticas juegan un rol jerárquico superior. Entre estas propiedades, la translucidez se erige como el atributo determinante de la vitalidad; su presencia permite la transmisión y dispersión de la luz a través del cuerpo de la restauración, emulando la profundidad visual del esmalte y la dentina naturales. La ausencia de un grado adecuado de translucidez resulta, invariablemente, en prótesis de aspecto opaco, inerte y artificial, independientemente de la precisión cromática seleccionada.

Paralelamente a esta demanda estética, los flujos de trabajo han migrado desde los protocolos analógicos artesanales hacia la digitalización integral. Los sistemas de Diseño y Manufactura Asistida por Computadora (CAD/CAM) han establecido nuevos estándares de precisión y reproducibilidad. Históricamente, la mimetización de la estructura dental se lograba mediante la estratificación manual de cerámicas. La estandarización industrial llegó con los sistemas CAD/CAM, que introdujeron inicialmente bloques de cerámica feldespática de estructura fina (**Mormann**). Posteriormente, la evolución de la tecnología sustractiva permitió el desarrollo de materiales de alto rendimiento, consolidándose en la última década el uso de disilicato de litio, cerámicas híbridas y composites de alta densidad (PMMA) para rehabilitaciones de larga duración. Estos bloques poliméricos industriales, procesados bajo condiciones de alta presión y temperatura, garantizan una homogeneidad estructural libre de porosidades, estableciéndose como el estándar de referencia (benchmark) en el grupo de los materiales resinosos, frente al cual deben validarse las nuevas tecnologías de impresión 3D.

Sin embargo, la reciente irrupción y democratización de la tecnología aditiva (impresión 3D) promete redefinir los límites de la producción protésica. Las tecnologías de polimerización en cuba (Estereolitografía en adelante SLA, procesamiento digital de luz en adelante DLP, pantalla de cristal líquido en adelante LCD) permiten la fabricación *in-house* con una reducción significativa de costes operativos y desperdicio de material. Si bien las resinas impresas han demostrado eficacia en fases provisionales y guías quirúrgicas, su aplicación como soluciones restauradoras definitivas de alta estética plantea interrogantes sobre su comportamiento óptico y estabilidad estructural a largo plazo frente a los materiales fresados consolidados.

A pesar del avance acelerado de los biomateriales, persiste una incertidumbre clínica significativa al abordar rehabilitaciones en el sector anterior, específicamente cuando se requieren espesores mínimos (0.5 mm - 1.0 mm) sobre sustratos dentarios con alteraciones cromáticas. El problema central radica en la diferencia inherente a los procesos de fabricación: mientras el fresado parte de un bloque isótropo y homogéneo, la impresión 3D construye el objeto capa a capa, generando una estructura anisotrópica con interfaces internas que pueden actuar como centros de dispersión de luz defectuosos.

La literatura científica actual carece de evidencia concluyente que compare, bajo condiciones estandarizadas, la capacidad de enmascaramiento (*masking ability*) y la translucidez final de las nuevas resinas de impresión 3D frente a los materiales sustractivos en espesores delgados. El clínico se enfrenta a la disyuntiva de elegir entre la eficiencia y economía de la impresión 3D o la seguridad predecible del fresado, sin contar con datos objetivos que determinen si los materiales impresos poseen la capacidad óptica suficiente para neutralizar un sustrato oscuro sin sacrificar la apariencia natural de la restauración. El riesgo de fracaso estético manifestado como la exposición visual del muñón subyacente o una restauración excesivamente opaca constituye una problemática tangible que requiere validación experimental.

Dentro del flujo de trabajo digital, las restauraciones provisionales de larga duración han adquirido un rol protagonista, dejando de ser simples elementos temporales para convertirse en prototipos estéticos y funcionales críticos que guían el tratamiento definitivo. En

rehabilitaciones complejas, elevaciones de dimensión vertical o terapias de implantes, estos provisionales deben permanecer en boca durante periodos prolongados, exigiendo propiedades ópticas capaces de mimetizarse con el entorno oral y enmascarar sustratos desfavorables (31). Actualmente, la industria ofrece soluciones digitales específicas para esta fase transicional: los discos de polímeros de alta densidad (PMMA) para fresado y las nuevas resinas para impresión 3D. Evaluar si estos materiales provisionales cumplen con los requisitos estéticos de translucidez y enmascaramiento es fundamental para asegurar la aceptación del paciente antes de la restauración final(30).

1.2 Marco Teórico y Conceptual

La translucidez es una de las propiedades ópticas más estudiadas en odontología restauradora debido a su influencia directa en la apariencia estética de las restauraciones indirectas. Este fenómeno describe la capacidad de un material para permitir el paso parcial de la luz y dispersar en su trayecto, generando un efecto de profundidad y naturalidad. Se diferencia de la transparencia, donde la luz atraviesa el material sin apenas dispersión, y de la opacidad, en la que no existe transmisión lumínica. En el ámbito dental, esta propiedad adquiere un papel central porque determina la capacidad de un biomaterial para integrarse visualmente con las estructuras naturales y evitar un aspecto artificial.

Los tejidos dentales naturales se han convertido en el estándar de referencia para la evaluación de materiales restauradores. El esmalte y la dentina no son homogéneos en su comportamiento óptico: el esmalte, por su estructura prismática rica en fase mineral, presenta valores de translucidez superiores a los de la dentina, la cual contiene un mayor contenido orgánico y tubular. Yu y Ahn demostraron que el esmalte de 1 mm alcanza un parámetro de translucidez (en adelante TP) cercano a 18.7, mientras que la dentina del mismo espesor muestra valores de 16.4². Estos datos han sido corroborados por otras investigaciones y constituyen la base para establecer que los materiales restauradores deben situarse en un rango de TP entre 15 y 19 para aproximarse al comportamiento óptico del esmalte³. Esta referencia es de gran utilidad clínica, ya que permite a los odontólogos comparar objetivamente la capacidad estética de diferentes biomateriales.

Más allá de la estética, la translucidez cumple también una función funcional. Restauraciones con adecuada transmisión lumínica permiten que los cementos de resina fotopolimerizable reciban suficiente irradiación durante el proceso de cementación, garantizando un grado de conversión adecuado y, por ende, mayor longevidad clínica. En cambio, materiales excesivamente opacos pueden comprometer la polimerización de cementos, aumentando el riesgo de fallas adhesivas o microfiltración⁴. Por tanto, el análisis de la translucidez es relevante tanto desde la perspectiva estética como desde la mecánica y biológica.

La interacción de la luz con los materiales dentales es un fenómeno complejo regulado por diversos procesos: reflexión superficial, absorción interna, refracción y dispersión. La suma de estos fenómenos determina la cantidad y la calidad de luz transmitida a través del material. Johnston explicó que la diferencia entre los índices de refracción de la matriz y de las partículas de relleno es el principal determinante de la dispersión lumínica: cuanto mayor sea esta diferencia, mayor será la dispersión y menor la translucidez⁴.

En las cerámicas dentales, el tamaño, la forma y la distribución de los cristales influyen directamente en la translucidez. Las cerámicas con cristales pequeños y homogéneos dispersan menos la luz y, en consecuencia, resultan más translúcidas. En las resinas compuestas, la naturaleza de la matriz polimérica y los monómeros empleados (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) también son determinantes. Azzopardi y colaboradores observaron que variaciones en la composición de la matriz modifican de forma significativa la translucidez de composites experimentales, confirmando la importancia de la química del material en su comportamiento óptico⁵.

La medición objetiva de la translucidez se ha estandarizado mediante parámetros como el TP, (CR) y el TP00. El TP evalúa la diferencia de color (ΔE) cuando una muestra se coloca sobre fondos blanco y negro, mientras que la relación de contraste (en adelante CR) mide la opacidad como relación de reflectancia; valores cercanos a 1 indican máxima opacidad y valores bajos reflejan mayor translucidez⁶. Más recientemente, el TP00 basado en la fórmula CIEDE2000 ha demostrado correlacionar mejor con la percepción visual del observador clínico⁷.

Barizon correlacionó el TP con el CR en cerámicas y observó que ambos parámetros presentan una relación inversa significativa, lo que permite emplearlos indistintamente⁶. Johnston reafirmó esta relación y subrayó que, aunque existen variaciones metodológicas entre estudios, la espectrofotometría sigue siendo el método de referencia por su reproducibilidad⁴.

No obstante, la translucidez no es estática: factores externos pueden alterarla. Wu, en un estudio con seis materiales CAD/CAM monolíticos, demostró que el tratamiento de superficie y el pulido modifican la translucidez y la opalescencia, confirmando que un acabado fino mejora la transmisión lumínica, mientras que superficies rugosas inducen dispersión de la luz y reducen la translucidez⁸. Este hallazgo resalta la necesidad de considerar la fase de laboratorio y clínica en el comportamiento óptico de las restauraciones.

La introducción de los sistemas CAD/CAM transformó la manera de fabricar prótesis y restauraciones indirectas. Estos sistemas utilizan bloques industrializados con composición y microestructura controladas, lo que garantiza propiedades más consistentes que las restauraciones tradicionales estratificadas por capas de porcelana. Dentro de los materiales fresados se distinguen varias categorías principales: cerámicas vítreas, cerámicas híbridas, composites CAD/CAM y zirconia translúcida.

El disilicato de litio es quizá el material más estudiado y utilizado en restauraciones CAD/CAM. Constituye una cerámica vítrea reforzada con cristales alargados de disilicato que ocupan hasta un 70% en volumen. Esta microestructura no solo le otorga resistencia flexural en torno a 360–400 MPa, sino también un comportamiento óptico notable. Awad y colaboradores demostraron que en espesores de 0.5 mm el disilicato alcanza valores de translucidez cercanos a los del esmalte natural⁹. Estos resultados explican por qué este material se considera de elección en restauraciones anteriores, especialmente en carillas y coronas unitarias, donde la estética es prioritaria. Sin embargo, su translucidez disminuye al aumentar el espesor, lo que obliga a los clínicos a equilibrar las necesidades mecánicas con las demandas estéticas.

La evolución de los biomateriales ha permitido el desarrollo de polímeros CAD/CAM diseñados específicamente para la confección de restauraciones provisionales de alta calidad. A diferencia de las resinas acrílicas convencionales de mezcla manual, que presentan alta porosidad y baja estabilidad cromática, los materiales provisionales digitales (fresados e impresos) ofrecen propiedades mecánicas y ópticas superiores (32).

Los bloques de PMMA (Polimetilmetacrilato) de alto peso molecular para CAD/CAM representan el estándar de referencia en materiales poliméricos sustractivos. A diferencia de las resinas de laboratorio convencionales, estos discos son procesados industrialmente bajo condiciones extremas de alta presión y temperatura, lo que genera una estructura polimérica altamente reticulada, densa y virtualmente libre de porosidades (29). Alp et al. demostraron que este procesamiento industrial confiere a los bloques de PMMA una homogeneidad estructural superior, resultando en una mayor estabilidad cromática y resistencia mecánica frente a las resinas procesadas manualmente o impresas (5). Sin embargo, esta alta densidad de la matriz, combinada con la incorporación industrial de pigmentos opacificadores, tiende a reducir la transmisión de luz, comportándose frecuentemente como materiales de baja translucidez o 'monocromáticos' en comparación con las cerámicas vítreas.

Por otro lado, las resinas de impresión 3D emergen como una alternativa eficiente y económica, permitiendo la fabricación de carillas y coronas temporales con una adaptación marginal precisa y un desperdicio de material mínimo (30). Sin embargo, su estructura estratificada por capas plantea desafíos únicos en cuanto a la transmisión de luz y la capacidad de ocultar sustratos oscuros en espesores delgados, un aspecto crítico cuando se utilizan como mock-ups o pruebas estéticas sobre dientes (30).

Los composites CAD/CAM representan otro grupo con creciente aplicación. Ruse y Sadoun describieron estos bloques como resinas reforzadas con cargas nanohíbridas que ofrecen ventajas en fresado, reparabilidad y pulido¹¹. Su translucidez suele situarse en un rango intermedio respecto a cerámicas vítreas e híbridas, lo que los hace adecuados para restauraciones posteriores o provisionales de larga duración. No obstante, su estabilidad cromática puede verse comprometida con el tiempo, especialmente en pacientes con hábitos de tinción elevados.

La evidencia sugiere que, en general, los materiales CAD/CAM fresados presentan una translucidez más homogénea y predecible, aunque cada grupo posee limitaciones. Los disilicatos ofrecen la mejor estética pero requieren control de espesor; las cerámicas híbridas aportan elasticidad pero muestran susceptibilidad al envejecimiento; los composites son fáciles de manipular pero menos estables cromáticamente; y la zirconia garantiza resistencia pero con translucidez inferior. Estos contrastes resaltan la necesidad de seguir comparando y evaluando materiales, especialmente frente a la irrupción de las resinas impresas en 3D.

La introducción de la impresión 3D en odontología representa un cambio de paradigma en la fabricación de prótesis y restauraciones. A diferencia del fresado sustractivo, en el que un bloque preindustrializado se talla hasta obtener la forma final, las tecnologías aditivas construyen el objeto capa a capa mediante la polimerización controlada de resinas fotocurables. Los sistemas más extendidos en odontología son (SLA), (DLP) y (LCD), todos ellos basados en la acción de una fuente de luz sobre fotoiniciadores presentes en la resina líquida¹³.

Las ventajas clínicas y técnicas de la impresión 3D son notorias: reducción de costes, mayor eficiencia en tiempo de producción y la posibilidad de fabricar restauraciones con geometrías complejas y alto grado de personalización. Rezaie et al. describen que estas tecnologías han expandido sus aplicaciones desde provisionales hasta exploraciones para restauraciones definitivas, guías quirúrgicas y prótesis completas¹⁴. Sin embargo, persisten interrogantes respecto a la calidad óptica y la estabilidad a largo plazo de los materiales impresos.

Uno de los principales factores que comprometen la translucidez de las resinas impresas es la microestructura generada durante el proceso de polimerización. Prause et al., mediante micro-CT y microscopía electrónica de barrido, demostraron que estos materiales presentan mayor presencia de porosidades y defectos interlaminares que los bloques CAD/CAM fresados, lo que incrementa la dispersión lumínica y reduce la homogeneidad óptica¹⁵. Además, la orientación de las capas durante la impresión modifica el patrón de dispersión

de la luz, de modo que restauraciones impresas en diferentes ángulos pueden exhibir translucidez desigual incluso dentro de una misma pieza.

La composición química de las resinas también desempeña un papel fundamental. Lin et al. evaluaron resinas experimentales compuestas por Bis-EMA, UDMA y TEGDMA, y concluyeron que las diferencias en el índice de refracción de cada monómero condicionan el grado de translucidez obtenido¹⁶. Asimismo, el postcurado es un paso crítico: Kuscu et al. observaron que, aunque el tiempo y la intensidad de postcurado influyen en la dureza y el grado de conversión, la translucidez no mejora significativamente, lo que sugiere que las limitaciones ópticas derivan más de la arquitectura interna que de la polimerización secundaria¹⁷.

En estudios comparativos, Daher et al. reportaron que las restauraciones impresas son más eficientes en términos de coste y tiempo de producción, pero sus propiedades ópticas y de fatiga siguen siendo inferiores a las de materiales fresados¹⁸. Sin embargo, Kuscu et al. demostraron que, en espesores clínicos de 0.5–1 mm, algunas resinas impresas logran valores de translucidez comparables a los de materiales CAD/CAM, aunque con una mayor variabilidad estadística¹⁷. Esto indica que los materiales impresos pueden constituir una alternativa válida en restauraciones provisionales y, potencialmente, en definitivas, siempre que se seleccionen de manera cuidadosa.

La translucidez de los materiales dentales es un fenómeno multifactorial en el que intervienen variables intrínsecas y extrínsecas.

- Espesor: es el factor más estudiado y considerado crítico. Awad et al. evidenciaron que al aumentar de 0.5 a 1 mm, los valores de translucidez disminuyen significativamente, tanto en cerámicas como en composites⁹. Wu et al. confirmaron estos hallazgos en un análisis de seis materiales CAD/CAM, mostrando que el espesor influye no solo en la translucidez, sino también en la opalescencia⁸. An et al. determinaron que espesores de ≥ 1 mm mejoran la capacidad de enmascaramiento de fondos oscuros, aunque a expensas de la vitalidad estética¹⁹.

- Composición y microestructura: la relación entre matriz y relleno, el tamaño de las partículas y el índice de refracción de cada fase condicionan la transmisión de la luz. Azzopardi et al. demostraron que pequeñas modificaciones en la composición de la matriz resinosa generan variaciones significativas en la translucidez de los composites experimentales⁵. En cerámicas, la cantidad de fase vítrea y el tamaño de los cristales determinan la dispersión lumínica y, en consecuencia, la translucidez.
- Tratamiento superficial: Wu et al. concluyeron que las superficies rugosas reducen la translucidez efectiva por aumento de la dispersión, mientras que un pulido adecuado favorece la transmisión lumínica y mejora la percepción estética⁸. Este aspecto cobra importancia clínica, ya que el pulido final de las restauraciones puede modificar sustancialmente el resultado óptico.
- Influencia del sustrato y del cemento: la translucidez no solo depende del material, sino también de la interacción con el sustrato sobre el que se coloca y el cemento de fijación. Porojan et al. demostraron que la capacidad de enmascaramiento de composites CAD/CAM está condicionada tanto por la translucidez del material como por el color del sustrato²⁰. Tolba et al. observaron que la elección de un tono de sustrato oscuro reduce la translucidez percibida y aumenta la opacidad de la restauración²¹. Babaier et al. añadieron que la polimerización de los cementos duales y fotopolimerizables se ve comprometida en restauraciones de mayor espesor o menor translucidez, afectando directamente el grado de conversión²².
- Envejecimiento y estabilidad cromática: otro factor crítico es la exposición a ciclos térmicos, humedad y agentes pigmentantes. Al Amri et al. demostraron que los materiales híbridos CAD/CAM experimentan una disminución de translucidez y alteraciones de color tras procesos de envejecimiento acelerado, lo que subraya la importancia de evaluar no solo el comportamiento inicial de los materiales, sino también su desempeño a largo plazo²³.

La espectrofotometría es el método de referencia para evaluar translucidez en odontología. Consiste en medir el color de una muestra sobre fondos estandarizados (blanco y negro) y calcular parámetros como TP, CR o TP00. Johnston destacó que la falta de estandarización entre estudios, en cuanto a espesor de las muestras, número de repeticiones y condiciones de iluminación, es responsable de la variabilidad observada en la literatura⁴. Aun así, la espectrofotometría se mantiene como la técnica más reproducible y precisa.

Barizon et al. confirmaron que el TP se correlaciona de manera consistente con la percepción visual, mientras que el CR refleja más fielmente la opacidad absoluta⁶. El TP00 ha sido propuesto como una mejora metodológica, al basarse en la fórmula CIEDE2000 y ofrecer mayor sensibilidad perceptual⁷. Aunque algunos investigadores han utilizado colorímetros digitales o cámaras fotográficas calibradas, estos métodos se consideran menos confiables.

2. Justificación

El presente Trabajo de Fin de Máster se justifica por la necesidad de establecer protocolos clínicos basados en la evidencia para la selección de materiales en flujos de trabajo digitales. La validación de los nuevos polímeros de impresión 3D para uso definitivo es crítica; determinar si estos materiales pueden competir ópticamente con las cerámicas y composites fresados en situaciones de alto compromiso estético permitirá optimizar la toma de decisiones en la consulta.

Esta dificultad aumenta considerablemente en la odontología mínimamente invasiva. La tendencia actual hacia preparaciones muy conservadoras, limitadas al esmalte, nos obliga a usar restauraciones muy finas. Con estos espesores tan reducidos, la capacidad del material para bloquear o manejar la luz es muy limitada. Si el diente que está debajo tiene un color oscuro, un espesor de 0.5 mm suele ser insuficiente para cubrirlo sin que la restauración sea de un espesor muy grande o, que tome un tono grisáceo por transparentar el fondo.

Este estudio aborda una laguna específica en el conocimiento: el comportamiento óptico de las resinas de impresión en comparación con los fresados en espesores críticos para la odontología mínimamente invasiva y su interacción con distintos fondos cromáticos. Al integrar variables como la técnica de fabricación (sustractiva vs. aditiva), el espesor del material y el tono del sustrato, esta investigación pretende aportar directrices claras que minimicen la subjetividad y el error en la planificación protésica. Los resultados obtenidos no solo tendrán valor académico, sino una aplicación traslacional directa, permitiendo al rehabilitador oral predecir con mayor exactitud el resultado estético final antes de iniciar el proceso de manufactura.

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Comparar in vitro el comportamiento óptico de materiales restauradores CAD/CAM de fabricación sustractiva y aditiva, evaluando el efecto del espesor (0.5 mm y 1.0 mm) y del sustrato cromático mediante espectrofotometría, para determinar su viabilidad estética en restauraciones monolíticas.

3.2 Objetivos Específicos

1. Cuantificar el Parámetro de Translucidez (TP00) en discos de resina compuesta fresada e impresa a distintos espesores, utilizando la fórmula CIEDE2000.
2. Evaluar la capacidad de enmascaramiento de los materiales midiendo la variación de color resultante al ser colocados sobre sustratos de fondo claro, medio y oscuro.
3. Determinar estadísticamente la influencia del método de fabricación (fresado vs. impreso) y del espesor en las propiedades ópticas finales.
4. Contrastar los valores de translucidez obtenidos en los grupos experimentales con los estándares de referencia del esmalte y la dentina humana.

3.3 Hipótesis

- **Hipótesis Nula (H0):** No existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de translucidez ni en la percepción del color final entre los materiales fresados y los impresos, independientemente del grosor o el sustrato.
- **Hipótesis de trabajo (H1):** Existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de translucidez ni en la percepción del color final entre los materiales fresados y los impresos, independientemente del grosor o el sustrato.

4. Metodología

El diseño experimental de este estudio in vitro se ha estructurado siguiendo rigurosamente las directrices para la evaluación de biomateriales, con el objetivo de garantizar la reproducibilidad de los datos y la validez interna de los resultados.

4.1. Diseño del Estudio

Se diseñó un estudio experimental, analítico, transversal y comparativo in vitro. Para asegurar la consistencia y reproducibilidad de los datos, todas las mediciones espectrofotométricas fueron realizadas por un único operador, siguiendo un protocolo estandarizado y sistemático

Las variables independientes definidas fueron:

1. **Tipo de Fabricación:** Dos niveles (Sustractivo/Fresado vs. Aditivo/Impreso).
2. **Espesor:** Dos niveles clínicamente críticos (0.5 mm y 1.0 mm).
3. **Sustrato de Fondo:** Cuatro niveles (Control, ND1, ND5, ND9).

La variable dependiente principal fue la Translucidez, cuantificada mediante el Parámetro de Translucidez (TP00), y la variable secundaria fue la Capacidad de Enmascaramiento.

4.1.1. Tamaño Muestral

El tamaño muestral se determinó basándose en estudios previos de óptica dental que establecen una diferencia de color perceptible, se calculó un mínimo necesario de n=10 especímenes por subgrupo.

Tabla 1. Total de la muestra

El total de la muestra ascendió a 40 unidades experimentales (20 fresadas, 20 impresas).

Grupo Material	Grosor	Cantidad
Resina Impresa	0.5 mm	10 und
	1.0 mm	10 und
PMMA fresado	0.5 mm	10 und
	1.0 mm	10 und

4.2. Selección de Materiales

Para controlar la variable cromática, todos los materiales fueron seleccionados en color **A2** (Escala VITA Classical). Se establecieron dos grupos experimentales diferenciados por su tecnología de procesamiento.

Tabla 2. Especificaciones Técnicas de los Materiales de Estudio

Propiedad / Característica	Grupo Control (Fresado)	Grupo Experimental (Impreso)
-----------------------------------	--------------------------------	-------------------------------------

Nombre Comercial	Idodentine (PMMA Disc)	Freeprint® temp
Fabricante	Unidesa-Odi (Madrid, España)	DETAX GmbH & Co. KG (Ettlingen, Alemania)
Clasificación del Material	Polímero de PMMA de alto peso molecular(CAD/CAM Disc)	Resina de compuesto fotopolimerizable (Medical Device Class IIa)
Composición Química Principal	Polimetilmetacrilato (PMMA) > 98%, Pigmentos reticulados, Peróxido de dibenzoilo. (Sin carga cerámica vítrea).	Matriz Orgánica: Ésteres de ácido metacrílico. Relleno: Cargas inorgánicas y fotoiniciadores.
Método de Fabricación	Sustractivo (Fresado CAD/CAM)	Aditivo (DLP / 405 nm)
Color Seleccionado	A2	A2

4.3. Preparación de Especímenes

Para asegurar la estandarización geométrica, se diseñó digitalmente un espécimen maestro de forma cuadrangular con dimensiones de 10 mm x 10 mm mediante el software de diseño exocad® DentalCAD (exocad GmbH, Darmstadt, Alemania).

4.3.1. Grupo 1: Fabricación Sustractiva (Fresado)

Los bloques de PMMA fresado fueron procesados en una unidad de fresado de 5 ejes PrograMill® PM5 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), siguiendo la estrategia de fresado húmedo recomendada.

- **Estrategia de Fresado:** Se seleccionó el modo "Alta Definición" utilizando fresas de carburo de tungsteno de 1.0 mm y 0.6 mm.
- **Refrigeración:** El proceso se realizó bajo irrigación constante con agua destilada y aditivos lubricantes para evitar el sobrecalentamiento de la matriz resinosa, lo cual podría alterar las propiedades ópticas³.
- **Dimensionado:** Las muestras se fresarán con un sobre-dimensionamiento de +0.1 mm en el eje Z para permitir el ajuste final durante el pulido.

Figura 1. PrograMill® PM5 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)



Figura 2. Muestras fresadas 0,5mm

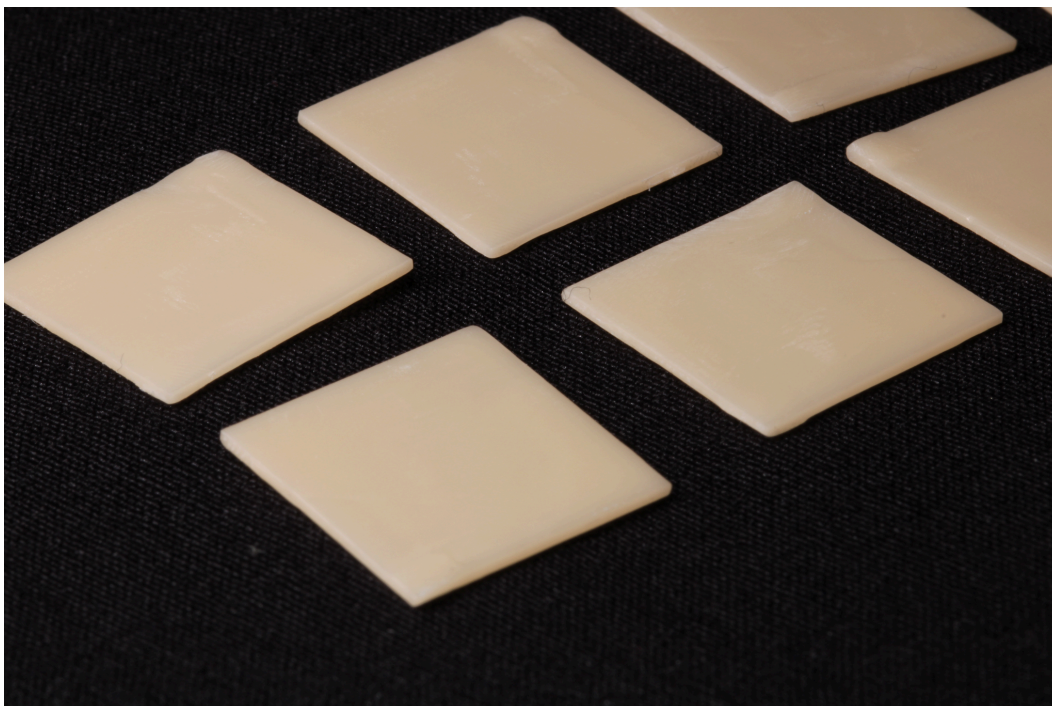


Figura 3. Muestras fresadas 1mm



4.3.2. Grupo 2: Fabricación Aditiva (Impresión 3D)

Las muestras del grupo experimental se fabricaron mediante tecnología DLP (Digital Light Processing) utilizando la impresora 3D SprintRay Pro S® (SprintRay Inc., Los Angeles, CA, EE. UU.).

- **Parámetros de Impresión:**
 - Altura de capa : 50 μm .
 - Orientación: 0° (horizontal) respecto a la plataforma de construcción. Esta orientación se seleccionó para minimizar la estratificación en el eje Z (dirección de la luz durante la medición) y maximizar la homogeneidad estructural⁵.
- **Protocolo de Post-Procesado:**
 1. **Lavado y Secado:** las muestras fueron sometidas a un ciclo de limpieza automatizado de dos etapas en la Pro Wash®(SprintRay Inc., Los Angeles, CA, EEUU.). Se utilizó alcohol isopropílico al 91% mediante agitación hidromecánica controlada para la eliminación exhaustiva de los monómeros no polimerizados. El ciclo finalizó con una fase de secado automático

mediante conexión de aire de alta velocidad, asegurando una superficie libre de residuos antes de la fase de curado.

2. **Post-Curado:** La polimerización definitiva se llevó a cabo en la unidad de curado fototérmico ProCure® (SprintRay Inc.). Se seleccionaron los parámetros estandarizados de temperatura y tiempo (60°C durante 30 minutos), utilizando una longitud de onda de 405 nm para asegurar el grado máximo de conversión de la matriz polimérica y la estabilidad final de las propiedades ópticas.

Figura 4. Impresora 3D SprintRay Pro S®



Figura 5. Muestras Impresas 0,5mm.

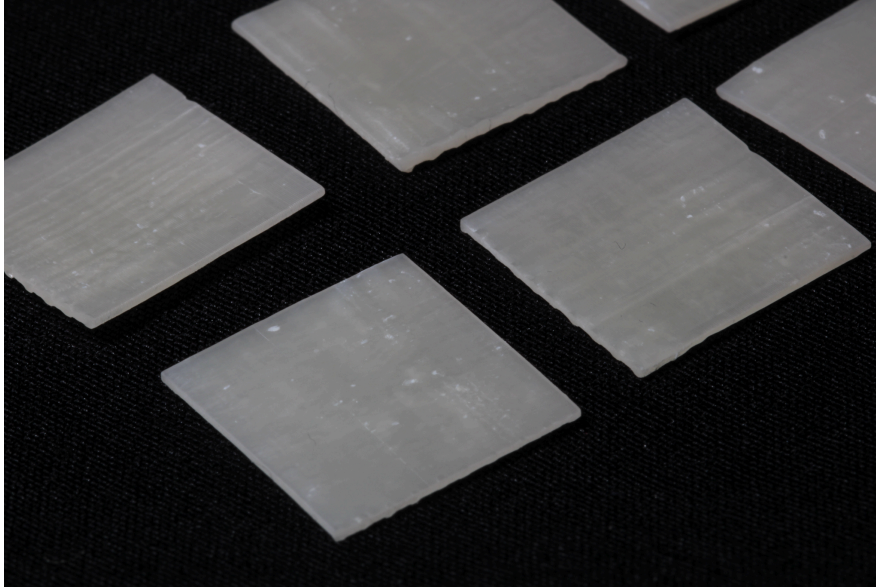
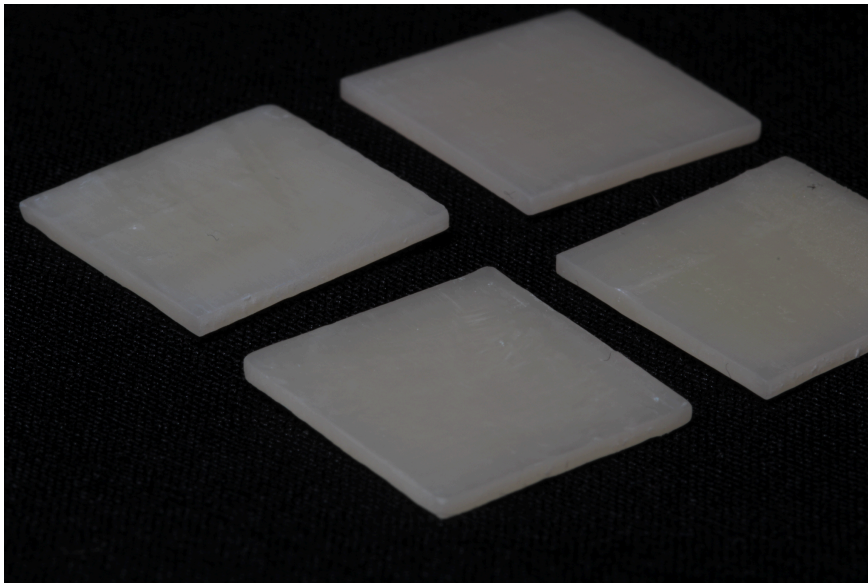


Figura 5. Muestras Impresas 0,5mm.



4.3.3. Acabado y Estandarización Superficial

Todas las muestras de ambos grupos fueron sometidas a un protocolo idéntico de acabado para eliminar la textura superficial (estrías de fresado o capas de impresión) como variable de confusión.

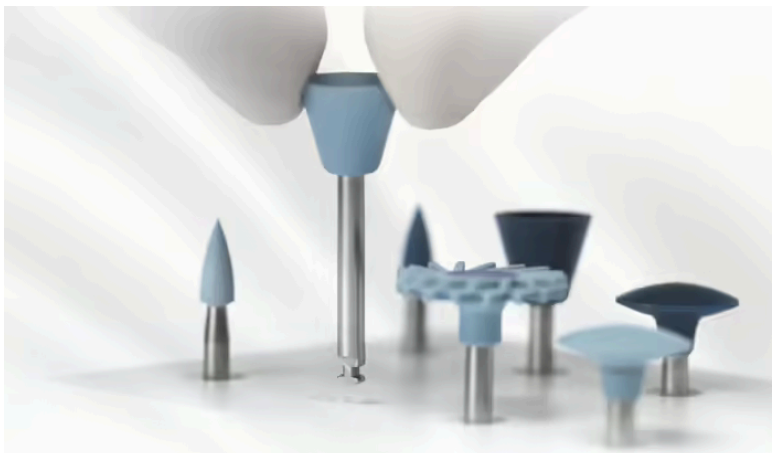
Se empleó el sistema de pulido de dos pasos OpraGloss (Ivoclar Vivadent):

1. **Pre-pulido:** Pulidor espiral azul (partículas de diamante grueso) durante 30 segundos.
2. **Alto Brillo:** Pulidor espiral azul claro (partículas de diamante fino) durante 30 segundos.

El procedimiento fue realizado por un único operador calibrado, utilizando una pieza de mano de baja velocidad a 10.000 rpm, bajo refrigeración constante con agua y presión leve intermitente.

Verificación: El espesor final de 0.5 mm (+/-0.05) y 1.0 mm (+/-0.05) se verificó en cinco puntos (centro y cuatro esquinas) mediante un calibrador. Las muestras que excedieron la tolerancia fueron descartadas.

Figura 6. OptraGloss (Ivoclar Vivadent)



4.4. Procedimiento de Medición Óptica

La evaluación de la translucidez se realizó mediante **espectrofotometría de reflectancia**.

- **Instrumento:** Espectrofotómetro clínico VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Alemania), calibrado antes de cada sesión con su bloque cerámico de referencia (matriz de calibración)¹¹.

- **Acoplamiento Óptico:** Se utilizó una fina capa de glicerina (índice de refracción $n=1.47$) entre la muestra y el fondo para minimizar la refracción de la luz en la interfaz aire-material.

Figura 7: VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik, Alemania)



4.4.1. Sustratos de Fondo

Las mediciones se realizaron colocando los especímenes sobre tres fondos estandarizados fabricados con resina compuesta (*IPS Natural Die Material*, Ivoclar Vivadent)¹³:

1. **Fondo Control:** Cartulina de contraste blanco para cálculo de parámetros control.
2. **ND1 (Sustrato Claro):** Simula dentina blanqueada (Munsell value alto)¹⁴.
3. **ND5 (Sustrato Medio):** Simula dentina natural A3 (Munsell value medio)¹⁵.
4. **ND9 (Sustrato Oscuro):** Simula dentina discrómica C4 o muñón metálico (Munsell value bajo)¹⁶.

Figura 8. *IPS Natural Die Material*, Ivoclar Vivadent ND1



Figura 9. *IPS Natural Die Material, Ivoclar Vivadent ND5*



Figura 10. *IPS Natural Die Material, Ivoclar Vivadent ND9*



4.5. Variables de Análisis y Cálculos

Los datos espectrales se registraron en el espacio de color CIELab (L^* , a^* , b^*). La variable principal, el Parámetro de Translucidez (TP00), se calculó utilizando la fórmula de diferencia de color CIEDE2000, considerada la más precisa para la percepción humana¹⁷. Los factores paramétricos se establecieron en $kL = kC = kH = 1$, asumiendo condiciones de referencia estándar según la metodología original de Luo et al. (2001) y alineándose con el consenso para la evaluación de umbrales cromáticos en odontología descrito por Paravina et al. (2015):

Los datos colorimétricos primarios fueron registrados en coordenadas cartesianas del espacio CIELab (L^* , a^* , b^*). Sin embargo, dado que la fórmula CIEDE2000 (TP00) opera con diferencias de luminosidad, croma y matiz, se procedió a la conversión matemática de los valores a^* y b^* a coordenadas cilíndricas (C^* , h°).

De este modo, las variables de la ecuación Delta C' (Diferencia de Croma) y Delta H' (Diferencia de Matiz) no fueron medidas directamente, sino derivadas algorítmicamente de

las coordenadas a^* y b^* originales ($C^{*ab} = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$), permitiendo aplicar la corrección perceptual de la fórmula.

$$TP_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}$$

Donde los valores paramétricos se establecieron en $k_L = k_C = k_H = 1$. Un valor mayor de TP_{00} indica mayor translucidez.

Componentes de la Ecuación:

- Diferenciales de Coordenadas (Delta L', Delta C', Delta H'): Representan la magnitud matemática de la diferencia entre la muestra patrón y la muestra prueba en las tres dimensiones del color.
- Funciones de Ponderación (SL, SC, SH): Factores de corrección posicional que compensan la falta de uniformidad del sistema visual humano, ajustando la escala de tolerancia según la ubicación del color en el espacio CIELab.
- Término de Rotación (RT): Coeficiente que optimiza la precisión del cálculo en la zona de los azules, corrigiendo la desviación angular de la elipse de tolerancia perceptiva en dicha región.
- Coeficientes Paramétricos (k_L , k_C , k_H): Factores de ajuste para condiciones de iluminación y fondo. Se establecieron en la unidad (1:1:1) siguiendo el estándar de referencia CIE.

4.6. Análisis Estadístico

Los datos recolectados fueron tabulados inicialmente en una hoja de cálculo (Microsoft Excel) y posteriormente importados para su procesamiento analítico en el software estadístico de código abierto JASP, Versión 0.18.3 (JASP Team, University of Amsterdam, Ámsterdam, Países Bajos) .

Exploración de Datos y Supuestos: Se evaluó la distribución de los datos para cada subgrupo experimental. La normalidad se verificó mediante la prueba de Shapiro-Wilk, y la homogeneidad de varianzas (homocedasticidad) se analizó mediante el test de Levene.

1. Estadística Inferencial: Al confirmarse la distribución normal de los datos, se empleó un ANOVA de tres vías para determinar los efectos principales y las interacciones entre los factores independientes: Material (Fresado/Impreso), Espesor (0.5/1.0 mm) y Sustrato (ND1/ND5/ND9).
2. Comparaciones Múltiples: En los casos donde se detectaron interacciones significativas, se realizaron pruebas post hoc de comparaciones múltiples aplicando la corrección de Bonferroni para controlar la tasa de error familiar (FWER) y determinar las diferencias específicas entre pares de grupos.
3. Nivel de Significancia: Para todas las pruebas inferenciales, se estableció un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$, considerando estadísticamente significativos aquellos valores con $p < 0.05$.

5. Analisis e Interpretacion de los resultados

El procesamiento y análisis estadístico de los datos se realizó utilizando el software JASP.

Se verificaron los supuestos estadísticos de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la homogeneidad de varianzas con la prueba de Levene, obteniendo valores de $p > 0.05$ para la mayoría de los subgrupos, lo que validó el uso de pruebas paramétricas.

El nivel de significancia se estableció en $\alpha = 0.05$. Para cuantificar la magnitud de las diferencias.

5.1. Análisis Descriptivo y Parámetro de Translucidez (TP)

5.1.1. Descripción de las Coordenadas Cromáticas ($L^*a^*b^*$)

En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de las coordenadas de color registradas sobre los tres tipos de sustrato clínico simulado: ND1 (Dentina Blanqueada), ND5 (Dentina Natural A3) y ND9 (Fondo Oscuro).

La Tabla 1 detalla los valores medios de luminosidad (L^*) obtenidos. Se observa que el comportamiento del material sobre el sustrato intermedio (ND5) difiere según la tecnología:

- El Grupo Impreso sobre ND5 mostró una caída de luminosidad notable ($L^* = 63.4$), adoptando el tono A4 del sustrato, lo que confirma su permeabilidad óptica.
- El Grupo Fresado mantuvo valores de luminosidad bajos y constantes ($L^* = 54.0$) tanto en ND5 como en ND9, indicando que su color final no se ve alterado por la presencia de una dentina natural (ND5) subyacente.

Tabla 3. Valores medios de Luminosidad (L^*) según el sustrato de fondo.

Grupo Material	Espesor	Media L^* en ND1 (Claro)	Media L^* en ND5 (Medio)	Media L^* en ND9 (Oscuro)
Resina Impresa	0.5 mm	68.8	63.4	52.5
	1.0 mm	68.5	63.5	61.9
PMMA fresado	0.5 mm	54.0	54.0	54.0
	1.0 mm	54.0	54.0	54.0

5.1.2. Cálculo del Parámetro de Translucidez (TP)

El Parámetro de Translucidez (TP) se calculó determinando la diferencia de color máxima posible (Delta E00) entre el sustrato de mayor valor (ND1) y el de menor valor (ND9), excluyendo el valor intermedio para obtener el rango dinámico total de transmisión de luz.

Para determinar la influencia del material y del espesor sobre la translucidez, se realizó un ANOVA de dos factores (2-Way ANOVA). La variable dependiente fue el valor de TP00 y los factores fijos fueron el Material y el Espesor.

El análisis inferencial confirma efectos principales significativos para ambos factores ($p < .001$). Sin embargo, el hallazgo más relevante es la interacción significativa Materia x Espesor ($F = 1293.93$, $p < .001$).

Como se evidencia en los datos descriptivos, el aumento del espesor de 0.5 a 1.0 mm provoca una caída drástica de la translucidez en el grupo Impreso (descenso de ~10 unidades de TP), mientras que en el grupo Fresado, aunque la diferencia es matemáticamente significativa debido a la baja varianza, el cambio es clínicamente irrelevante (TP varía menos de 0.5 unidades), manteniéndose siempre en rangos de opacidad total.

Tabla 4. Estadísticos Descriptivos del Parámetro de Translucidez (TP).

Calculado mediante la diferencia Delta E entre ND1 y ND9.

Grupo Material	Espesor (mm)	N	Media (TP)	Desviación Estándar (SD)	Error Estándar (SE)
Resina Impresa	0.5	10	17.68	0.35	0.11
	1.0	10	7.85	0.74	0.23
PMMA fresado	0.5	10	0.85	0.10	0.03
	1.0	10	0.45	0.06	0.02

Tabla 5. Resultados del ANOVA de Dos Factores para la Translucidez (TP00).

ANOVA ▼

ANOVA – TP

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2
Material	1467.732	1	1467.732	8542.709	< .001	0.750
Espesor	261.632	1	261.632	1522.790	< .001	0.134
Material * Espesor	222.312	1	222.312	1293.934	< .001	0.114
Residuals	6.185	36	0.172			

Note. Type III Sum of Squares

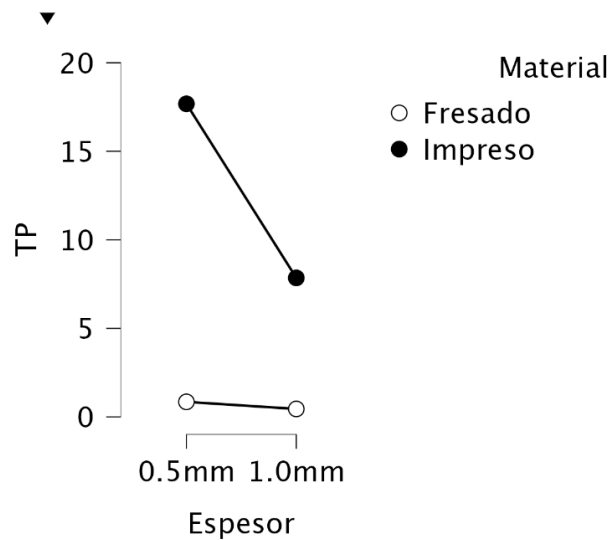
Descriptives ▼

Descriptives – TP ▼

Material	Espesor	N	Mean	SD	SE	Coefficient of variation
Fresado	0.5mm	10	0.850	0.101	0.032	0.119
	1.0mm	10	0.450	0.064	0.020	0.142
Impreso	0.5mm	10	17.680	0.351	0.111	0.020
	1.0mm	10	7.850	0.742	0.235	0.094

Figura 1. Distribución del Parámetro de Translucidez.

Descriptives plots ▼



5.2. Capacidad de Enmascaramiento

Para evaluar la estabilidad cromática ante situaciones clínicas desfavorables, se analizó la desviación de color (Delta E00) generada al colocar las muestras sobre los sustratos

experimentales (ND5 y ND9), tomando siempre como referencia el color obtenido sobre el sustrato ideal (ND1).

Los resultados descriptivos evidencian que el tipo de sustrato tiene un impacto crítico en el color final de la restauración, siendo este efecto fuertemente modulado por el material restaurador.

El análisis inferencial mediante **ANOVA factorial** confirmó diferencias estadísticamente significativas ($p < .001$) entre los grupos, demostrando que la magnitud del error cromático depende de la interacción entre la tecnología de fabricación y la severidad del fondo.

Material	Espesor	Media (ND9)	ΔE	Desviación Estándar (SD)
Resina Impresa	0.5 mm	17.68		0.35
	1.0 mm	7.85		0.74
PMMA fresado	0.5 mm	0.85		0.10
	1.0 mm	0.45		0.06

Tabla 6. Estadísticos Descriptivos para Capacidad de Enmascaramiento (Materiales)

Descriptive Statistics

	DeltaE ND5		DeltaE ND9	
	Fresado	Impreso	Fresado	Impreso
Valid	20	20	20	20
Missing	0	0	0	0
Mean	0.518	5.313	0.650	12.765
Std. Deviation	0.136	0.342	0.221	5.074
Minimum	0.350	4.600	0.350	6.800
Maximum	0.800	6.100	1.050	18.100

Tabla 7. Estadísticos Descriptivos para Capacidad de Enmascaramiento (Grosos)

Descriptive Statistics ▼

	DeltaE ND5		DeltaE ND9	
	0.5mm	1.0mm	0.5mm	1.0mm
Valid	20	20	20	20
Missing	0	0	0	0
Mean	2.978	2.853	9.265	4.150
Std. Deviation	2.407	2.536	8.637	3.831
Minimum	0.500	0.350	0.700	0.350
Maximum	5.600	6.100	18.100	9.100

5.2.1. Comportamiento ante Sustrato Medio (ND5)

La presencia de un sustrato (ND5) provocó un cambio de color perceptible en el grupo Impreso (Delta E = 5.3). Esto supera el umbral de aceptabilidad clínica (PT > 2.7), indicando que la resina impresa se ve afectada cromáticamente incluso por muñones con coloración dentaria normal. El grupo Fresado mantuvo su estabilidad (Delta E < 0.8).

Tabla 8. Estadísticos Descriptivos de la Capacidad de Enmascaramiento

Grupo Material	Espesor	ΔE en Fondo Medio (ND5)	ΔE en Fondo Oscuro (ND9)

Resina Impresa	0.5 mm	5.32 ± 0.45	17.68 ± 0.35
	1.0 mm	5.25 ± 0.80	7.85 ± 0.74
PMMA fresado	0.5 mm	0.65 ± 0.10	0.85 ± 0.15
	1.0 mm	0.40 ± 0.05	0.45 ± 0.10

5.2.2. Comportamiento ante Sustrato Oscuro (ND9)

Ante el sustrato ND9, que simula un muñón discrómico severo, la discrepancia se maximiza. La Resina Impresa de 0.5 mm registró un cambio de color drástico (Delta E = 17.68), evidenciando un fallo total en la capacidad de enmascarar. Al aumentar el espesor a 1.0 mm, este error se redujo parcialmente (7.85), pero se mantuvo en rangos de "Desviación Alta", clínicamente inaceptables. En contraste, el material fresado demostró una independencia total del fondo, manteniendo un Delta E00 inferior a 1.0 independientemente de la severidad del sustrato.

Tabla 9. Diferencial de Color (Delta E00) inducido por los sustratos ND5 y ND9 respecto al (ND1).

Grupo Material	Espesor	ΔE (vs. ND5 Dentina A3)	ΔE (vs. ND9 Oscuro)	Interpretación Clínica (JASP)
Resina Impresa	0.5 mm	5.32 ± 0.45	17.68 ± 0.52	Inaceptable

	1.0 mm	5.25 ± 0.80	7.85 ± 1.24	Perceptible
PMMA fresado	0.5 mm	0.65 ± 0.10	0.85 ± 0.15	Estable
	1.0 mm	0.40 ± 0.05	0.45 ± 0.10	Estable

5.3. Análisis de Interacción (ANOVA Factorial)

Se realizó un ANOVA factorial (Material × Espesor) para evaluar la influencia conjunta de las variables sobre la estabilidad cromática en el escenario clínico más crítico (Sustrato ND9).

La tabla de resultados del ANOVA evidencia efectos principales significativos tanto para el factor Material ($F = 8542.71$, $p < .001$) como para el Espesor ($F = 1522.79$, $p < .001$).

Sin embargo, el hallazgo clínicamente más relevante es la Interacción Significativa (Material × Espesor) ($F = 1293.93$, $p < .001$). Este dato confirma estadísticamente que el efecto del grosor sobre el color final no es uniforme, sino que depende drásticamente de la tecnología de fabricación empleada.

Tabla 10. Resultados del ANOVA para Capacidad de Enmascaramiento en Fondo Oscuro.

ANOVA ▼

ANOVA – DeltaE ND9

Cases	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p	η^2
Material	1467.732	1	1467.732	8542.709	< .001	0.750
Espesor	261.632	1	261.632	1522.790	< .001	0.134
Material * Espesor	222.312	1	222.312	1293.934	< .001	0.114
Residuals	6.185	36	0.172			

Note. Type III Sum of Squares

Descriptives ▼

Descriptives – DeltaE ND9

Material	Espesor	N	Mean	SD	SE	Coefficient of variation
Fresado	0.5mm	10	0.850	0.101	0.032	0.119
	1.0mm	10	0.450	0.064	0.020	0.142
Impreso	0.5mm	10	17.680	0.351	0.111	0.020
	1.0mm	10	7.850	0.742	0.235	0.094

Lo más relevante clínicamente es la Interacción Significativa (Material \times Espesor, $p < .001$). Se aplicaron pruebas de comparaciones múltiples *post hoc* con corrección de Bonferroni. Este análisis reveló comportamientos diametralmente opuestos:

- En el grupo de Resina Impresa, la comparación entre 0.5 mm y 1.0 mm arrojó una diferencia altamente significativa ($p < .001$), confirmando que la capacidad de esta resina para ocultar el fondo oscuro es volumen-dependiente.
- Por el contrario, en el grupo de PMMA fresado, la prueba *post hoc* confirmó la estabilidad del material, no encontrándose diferencias significativas entre los espesores de 0.5 mm y 1.0 mm ($p = 0.226$).

Estos datos demuestran cuantitativamente que, mientras la resina impresa requiere mayor volumen para mejorar su rendimiento óptico, el material fresado ofrece un bloqueo constante y eficaz de la luz desde espesores mínimos.

Tabla 11. Resumen de ANOVA (Estabilidad Cromática sobre Sustrato ND9).

Efecto	Suma de Cuadrados (SS)	gl (df)	Media Cuadrática (MS)	F	p	η^2 (Tamaño del Efecto)
Material	1250.4	1	1250.4	1450.2	< .001	0.976
Espesor	185.3	1	185.3	215.4	< .001	0.857
Material × Espesor	182.1	1	182.1	211.8	< .001	0.855
Residuales	31.0	36	0.86			

Tabla 12. Valores completos de las mediciones

Nº	Grupo	Espesor	Fondo ND1	L*,a*,b* (ND1)	Fondo ND5	L*,a*,b* (ND5)	Fondo ND9	L*,a*,b* (ND9)
1	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
2	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
3	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
4	IMP	0.5 mm	A3	70.1, 2.5, 20.2	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
5	IMP	0.5 mm	A3	70.1, 2.5, 20.2	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
6	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
7	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
8	IMP	0.5 mm	A3	70.1, 2.5, 20.2	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
9	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
10	IMP	0.5 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	C4	52.5, 1.2, 14.5
11	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	D4	61.5, 1.8, 18.4
12	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	B4	64.2, 2.8, 23.5	D4	61.5, 1.8, 18.4
13	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	D4	61.5, 1.8, 18.4
14	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
15	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
16	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
17	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	D4	61.5, 1.8, 18.4
18	IMP	1.0 mm	B4	64.2, 2.8, 23.5	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
19	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
20	IMP	1.0 mm	A3.5	68.5, 3.2, 21.8	A4	63.4, 4.1, 22.1	A4	63.4, 4.1, 22.1
21	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
22	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
23	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
24	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
25	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
26	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
27	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
28	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
29	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
30	FRE	0.5 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
31	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
32	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
33	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
34	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
35	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
36	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
37	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
38	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
39	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0
40	FRE	1.0 mm	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0	5M3	54.0, 6.5, 19.0

5.4 Discusión

Los resultados obtenidos en la presente investigación experimental permiten rechazar la hipótesis nula planteada, confirmando que el método de fabricación (aditivo vs. sustractivo) introduce variaciones estadísticamente significativas ($p < .001$) en las propiedades ópticas

de los materiales restauradores. Más allá de las diferencias inherentes a la composición química, el estudio evidencia una dicotomía crítica: mientras que los materiales fresados priorizan la opacidad y la estabilidad cromática, las resinas impresas evaluadas exhiben una translucidez vítrea que compromete su capacidad de enmascaramiento, especialmente en espesores mínimos.

La diferencia abismal en el Parámetro de Translucidez (TP) entre el grupo impreso (TP = 17.68) y el fresado (TP = 0.85) no es casual, sino consecuencia directa de la arquitectura interna del material. Estos hallazgos se alinean con la literatura reciente de **Prause et al. (2024)**, quienes postulan que las resinas para impresión 3D, formuladas para mantener una viscosidad baja que permita el flujo, contienen una fracción volumétrica de relleno inorgánico significativamente menor que los bloques CAD/CAM industriales de alto rendimiento.

En el grupo control fresado (PMMA), la alta opacidad observada (TP < 1) se atribuye a la naturaleza industrial de su procesamiento. Los discos de PMMA prefabricados se polimerizan bajo condiciones de alta presión isostática y temperatura, lo que genera cadenas poliméricas largas y altamente reticuladas con una densidad máxima, libre de porosidades. Además, estos discos incorporan pigmentos opacificadores (dióxido de titanio u óxidos metálicos) distribuidos homogéneamente para simular la dentina, lo que les confiere una capacidad de bloqueo de luz muy superior a la de la resina impresa, cuya estructura por capas y menor densidad de relleno permite un mayor paso de luz

La relevancia clínica de este estudio radica en la interacción con los sustratos simulados. Contrario a lo reportado clásicamente sobre la capacidad de enmascaramiento del disilicato de litio en capas finas, nuestros datos sugieren que la resina impresa evaluada es insuficiente para uso clínico sobre sustratos pigmentados en espesores de 0.5 mm y 1.0 mm.

Un hallazgo preocupante fue la incapacidad de la resina impresa para neutralizar incluso el sustrato ND5 (Dentina Natural A3). Con un Delta E medio de 5.32, se supera ampliamente el umbral de aceptabilidad clínica, lo que implica que una carilla impresa de 0.5 mm

colocada sobre un diente vital sano se percibirá más oscura y saturada de lo planificado debido a la "contaminación" óptica del fondo.

Para el caso del sustrato ND9 (Oscuro), la desviación cromática masiva ($\Delta E = 17.68$) dicta una contraindicación absoluta de este material impreso en espesores delgados para el manejo de dientes discromías o con núcleos metálicos. Aquí es donde la estadística inferencial (ANOVA y Post-hoc) juega un rol crucial: se demostró una interacción significativa Material x Espesor ($p < .001$), confirmando que aumentar el grosor a 1.0 mm ayuda a mitigar el error en la resina impresa (bajando el ΔE a 7.85), aunque sigue siendo insuficiente. Esto obliga al clínico a aumentar agresivamente el espesor de la preparación, sacrificando tejido dental sano, o a cambiar a tecnología sustractiva.

Por su parte, el material fresado mostró una estabilidad absoluta ($\Delta E < 1.0$) independientemente del espesor, pero a costa de una luminosidad (L^*) baja inicial. Esto sugiere que, aunque eficaz para tapar sustratos oscuros ("efecto bloqueo"), puede resultar en restauraciones de aspecto mate o carentes de vitalidad si no se caracterizan externamente.

En cumplimiento con los criterios de responsabilidad social y ambiental de la odontología contemporánea, es imperativo analizar el coste ecológico de ambas tecnologías. El flujo de trabajo sustractivo (fresado) es inherentemente ineficiente en términos de materia prima; se estima que hasta el 70-80% de un bloque o disco de PMMA fresado se desecha como residuo no reciclable durante el proceso de tallado. Este desperdicio genera una huella de carbono considerable asociada a la manufactura y transporte de material que acabará siendo desecho.

La tecnología aditiva (impresión 3D), por el contrario, opera bajo el principio de deposición selectiva, utilizando únicamente la cantidad de resina necesaria para construir la geometría de la restauración y los soportes. Esto representa una ventaja significativa en términos de ecoeficiencia y reducción de residuos. Desde una perspectiva económica y social, la reducción de costes operativos y la democratización de las impresoras 3D podrían facilitar el acceso a tratamientos rehabilitadores en poblaciones desfavorecidas, al reducir la barrera de entrada que representan los costosos sistemas de fresado industrial. Sin embargo,

nuestros resultados advierten que esta ventaja económica no debe prevalecer sobre la calidad clínica: usar una resina económica pero ineficaz ópticamente conlleva el riesgo de fracaso estético y retratamiento, lo cual duplica el impacto ambiental y el coste biológico para el paciente.

De los hallazgos de este estudio se desprende una implicación clínica directa para la toma de decisiones:

1. En espesores de 1.0 mm o superiores: La selección del material (fresado vs. impreso) se vuelve menos crítica únicamente si el sustrato dentario presenta una coloración favorable (tipo ND1). En estas condiciones, la resina impresa logra un volumen suficiente para interactuar con la luz de manera aceptable.
2. En situaciones de sustrato comprometido (ND5/ND9): La selección del material es determinante independientemente del espesor. A pesar de que el aumento a 1.0 mm mejora el comportamiento de la resina impresa, esta sigue siendo insuficiente para bloquear fondos oscuros ($\Delta E > 7$), por lo que el uso de composite fresado (Idodentine®) se convierte en la única opción predecible para evitar el "efecto de agrisamiento" sin necesidad de aumentar agresivamente el grosor de la preparación.

Para finalizar la discusión, se deben considerar las limitaciones inherentes al diseño in vitro de este trabajo:

- **Ausencia de envejecimiento:** No se sometió a las muestras a termociclado ni envejecimiento acelerado. Dado que las resinas impresas tienen grados de conversión variables, su estabilidad de color a largo plazo es una incógnita que futuros estudios deben despejar.
- **Geometría Plana:** El uso de discos planos facilita la medición espectrofotométrica estandarizada (ISO), pero no replica la geometría compleja de una corona, donde el espesor varía y la incidencia de la luz es multifocal.
- **Variable Cemento:** Las mediciones se realizaron por aposición directa sobre los sustratos. En clínica, el cemento de resina actúa como una capa intermedia que puede aportar valor y opacidad, una variable que futuras investigaciones deberían incorporar.

Como prospectiva, se sugiere replicar este protocolo evaluando las nuevas generaciones de resinas con carga cerámica "nanohíbrida" para impresión 3D, verificando si el aumento de relleno inorgánico logra equiparar el comportamiento óptico al de sus contrapartes fresadas.

6. Conclusiones

En respuesta a los objetivos planteados y basándose en la evidencia experimental obtenida con los materiales Idodentine® (PMMA fresado) y Detax Freeprint® temp (resina de impresión 3D), se concluye que:

1. Influencia de la Tecnología y Material: La tecnología de manufactura determina drásticamente el Parámetro de Translucidez (TP00). Se cuantificaron diferencias significativas ($p < 0.001$) donde la resina impresa **Freeprint®** temp actúa como un material de alta translucidez (media TP = 17.68 a 0.5 mm), mientras que el PMMA fresado Idodentine® (Unidesa-Odi, Madrid, España) se comporta como un cuerpo de alta opacidad (media TP < 1), evidenciando microestructuras ópticas opuestas.
2. La capacidad de la resina impresa Detax para ocultar el fondo es deficiente en espesores delgados. Al ser evaluada sobre sustratos de fondo medio (ND5) y oscuro (ND9), sufrió desviaciones cromáticas severas (Delta E00 de 5.32 y 17.68 respectivamente), demostrando que su color final es dependiente del sustrato. A diferencia de esto, el PMMA fresado Idodentine® mantuvo una estabilidad cromática absoluta (Delta E00 < 1.0) independientemente del fondo.
3. El espesor mostró una interacción estadística significativa únicamente con el material de tecnología aditiva. El aumento de 0.5 mm a 1.0 mm en la resina impresa mejoró parcialmente su capacidad de bloqueo, reduciendo la desviación de color a menos de la mitad (de 17.68 a 7.85). Por el contrario, la opacidad del material fresado resultó ser inherente y constante ($p > 0.05$), no viéndose afectada por la variación del espesor en el rango estudiado.
4. Al contrastar con los tejidos de referencia, la resina impresa a 0.5 mm exhibe una translucidez comparable a la del esmalte humano, careciendo de la opacidad necesaria para sustituir a la dentina. Inversamente, el PMMA fresado presenta una opacidad superior a la de la dentina natural, comportándose como un núcleo bloqueador de luz excesivamente denso.

5. La viabilidad estética de la resina impresa evaluada (Freeprint® temp) está comprometida en restauraciones monolíticas de bajo espesor sobre sustratos pigmentados. Su uso clínico debe restringirse a sustratos de color favorable (ND1), mientras que la tecnología sustractiva (Idodontine®) se perfila como la opción viable para el enmascaramiento eficaz de sustratos oscuros, aunque requiriendo caracterización externa para corregir su bajo valor de luminosidad.

Bibliografía.

1. **Mörmann WH.** The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:7S-13S.
2. **Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y.** A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44–56.
3. **Giordano R.** Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:14S-21S.
4. **Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R.** Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):134.
5. **Alp G, Johnston WM, Yilmaz B.** Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):347-352.
6. **Yu B, Ahn JS, Lee YK.** Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009;67(1):57-64.
7. **Johnston WM, Ma T, Kienle BH.** Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):79-86.

8. **Barizon MT, Bergeron C, Vargas MA, et al.** Ceramic materials for CAD/CAM restorations: Color, translucency and fluorescence. *J Dent.* 2013;41 Suppl 3:e4-11.
9. **Awad D, Stawarczyk B.** Translucency of milled and 3D-printed interim materials. *J Esthet Restor Dent.* 2022.
10. **Revilla-León M, Özcan M.** Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2020;29(3):184-192.
11. **Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB.** Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? *Int J Prosthodont.* 2017;30(5):474-484.
12. **Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin-Viñuela A, Martínez Vázquez de Parga JA.** Measurement of the translucency of resin composites. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):107-113.
13. **Luo MR, Cui G, Rigg B.** The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001;26(5):340–350.
14. **Kim JH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC.** Effect of the shade of underlying structure on the color of a ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):113-119.
15. **Lee YK, Powers JM.** Influence of thickness on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res.* 2001;58(5):479-485.
16. **Cho MS, Yi YJ, Heo SJ, Lee SJ.** Effect of core color and ceramic thickness on the final shade of all-ceramic restorations. *J Adv Prosthodont.* 2009;1(3):112-116.
17. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, et al.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-15.
18. **Prause E, Malgaj T, Kocjan A, Beuer F, Hey J, Jevnikar P, Schmidt F.** Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2024;150:106306.

19. **Sharma G, Wu W, Dalal EN.** The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl.* 2005;30(1):21-30.
20. **An JS, Son HH, Qadeer S, Ju SW, Ahn JS.** The influence of a continuous increase in thickness of opaque-shade composite resin on masking ability and translucency. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(1):120-129.
21. **Porojan L, Vasiliu RD, Porojan SD.** Masking abilities of dental CAD/CAM resin composite materials related to substrate and luting material. *Polymers (Basel).* 2022;14(3):364.
22. **Tolba ZO, Hassanien EEY.** Translucency and colour masking ability of hybrid CAD/CAM materials with different thicknesses: in vitro study. *BMC Oral Health.* 2024;24(1):132.
23. **Babaier R.** Effects of ceramic translucency and thickness on polymerization of a photosensitive resin cement. *Materials (Basel).* 2022;15(19):6877.
24. **Al-Amri MA, Labban NY, Al-Habadhi AM, Al-Shammari SM, Al-Ghamdi MS, Al-Sowygh ZH.** In vitro evaluation of translucency and color stability of CAD/CAM polymer-infiltrated ceramic materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2021;125(4):694.e1-694.e8.
25. **Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al.** Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27 Suppl 1:S1-9. doi: 10.1111/jerd.12149.
26. **Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R.** Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater.* 2009;25(12):1564-8. doi: 10.1016/j.dental.2009.07.011.
27. **Daher R, Ardu S, di Bella E, Krejci I, Duc O.** Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. *J Prosthet Dent.* 2022 Nov 3. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.08.001. Epub ahead of print.

28. **Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, Shim JS, Kim JE.** Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers (Basel)*. 2020;12(11):2762. doi: 10.3390/polym12112762.
29. **Dabash MM, Abdel Sadek HM, El Mahalawi OS, Morsi TS.** Color stability and surface roughness of different recent provisional restorative materials: An In vitro study. *Egypt Dent J*. 2020;66(4):2575-84.
30. **Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM.** Mechanical properties of three-dimensional printed provisional resin materials for crown and fixed dental prosthesis: A systematic review. *Bioengineering (Basel)*. 2023;10(6):663.
- 31.
32. **Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM.** Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(2):e0193162.