

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Influencia de las condiciones ambientales lumínicas en las impresiones
digitales sobre implantes realizadas con escáneres intraorales**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Gastón Ochoa López

Director

Miguel Ángel Gómez Polo

Madrid 2025

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DOCTORADO EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS



TESIS DOCTORAL

**Influencia de las condiciones ambientales lumínicas en las impresiones
digitales sobre implantes realizadas con escáneres intraorales**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Gastón Ochoa López

Director

Miguel Ángel Gómez Polo

Madrid 2025

A mis padres, Sergio y Patricia,
y hermanos, Carolina y Marcos,
por haber sido el pilar firme
de apoyo, amor y aliento
a lo largo de este recorrido.
Esta meta también es suya.

“Llegar juntos es el principio,
mantenerse juntos es el progreso,
trabajar juntos es el éxito”

Henry Ford

AGRADECIMIENTOS

Haber alcanzado esta instancia ha sido posible gracias al esfuerzo conjunto y al constante respaldo de quienes me han acompañado a lo largo de este camino, con compromiso y dedicación.

Mi más sincero agradecimiento a mi director y tutor, Miguel Gómez Polo, por su gran trabajo, apoyo y consejos durante todos estos años, que hicieron posible que este proceso avanzara con la mayor perfección.

A todas las personas que, de alguna manera, contribuyeron para que esta tesis doctoral pudiese culminar con éxito. Coautores de investigaciones, compañeros y amigos, gracias.

A mi familia, por su constante cariño y motivación en todo este proceso y en todas las metas que me he propuesto siempre.

Muchas gracias a todos.

PREFACIO

La presente Tesis Doctoral se ha desarrollado en formato de compendio de artículos científicos.

Artículo científico 1

“Influencia de las condiciones ambientales lumínicas en la exactitud y tiempo de escaneado de siete escáneres intraorales en escaneos de arcada completa con implantes”.

Journal of Dentistry. 2022 Jun;121:104138.

Epub 2022 Apr 22. PMID: 35461973.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104138>

Artículo científico 2

“Impacto de las condiciones ambientales lumínicas de temperatura de color e iluminancia en la exactitud de escaneos de arcada completa con implantes ”

Clinical Oral Implant Research. 2024 Aug;35(8):898-905.

Epub 2023 Nov 28. PMID: 38014704.

<https://doi.org/10.1111/clr.14220>

Artículo científico 3

“Influencia del color de iluminación ambiental en la exactitud de escaneos de arcadas completas implantes registrados mediante dos escáneres intraorales.”

Journal of Prosthetic Dentistry. 2025 Feb;133(2):552-559.

Epub 2024 Apr 22. PMID: 38653690.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.03.030>

Cabe mencionar que todas las publicaciones están presentes en revistas científicas de impacto según el *Journal Citation Reports* (JCR). A continuación, se exponen los datos de dichas revistas.

TÍTULO	TÍTULO		ISSN		NÚMEROS		PAIS	IDIOMA	FACTOR IMPACTO	FACTOR		RANKING	CUARTIL	SCI
	ABREVIADO	ISSN eISSN	ISSN	ISSN	POR AÑO	IMPACTO 5				AÑOS	EDITOR			
CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	CLIN ORAL IMPLAN RES	0905- 7161	1600- 0501		12		Dinamarca	Ingles	4,8	6,5	WILEY	7/158	Q1	2023
JOURNAL OF DENTISTRY	J DENT	0300- 5712	1879- 176X		12		Inglaterra	Ingles	4,4	5	ELSEVIER SCILTD	11/91	Q1	2022
JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY	J PROSTHET DENT	0022- 3913	1097- 6841		12		Estados Unidos	Ingles	4,3	4,4	MOSBY- ELSEVIER	10/158	Q1	2023

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	14
ABSTRACT	18
INTRODUCCIÓN	23
1. IMPRESIONES SOBRE IMPLANTES	23
1.1. Técnica de impresión convencional.....	23
1.1.1. Materiales de impresión.....	23
1.1.2. Métodos de impresiones convencionales.....	24
1.2. Técnica de impresión digital.....	26
2. DIGITALIZACIÓN EN ODONTOLOGÍA	27
2.1. Evolución histórica de la tecnología CAD/CAM.....	27
2.2. Trabajo mediante flujo digital.....	28
2.3. Ventajas e inconvenientes del flujo de trabajo digital.....	29
2.4. Terminología empleada en el formato de datos	31
3. DISPOSITIVOS PARA DIGITALIZACIÓN EN ODONTOLOGÍA	32
3.1. Adquisición indirecta de datos.....	32
3.2. Adquisición directa de datos.....	34
3.2.1. Clasificación de los escáneres intraorales.....	36
3.2.2. Principales sistemas de escáneres intraorales	40
3.2.3. Flujo de trabajo con escáneres intraorales	45
3.2.4. Indicaciones de los escáneres intraorales.....	51
3.2.5. Factores de influencia en rendimiento de escáneres intraorales	53
4. AJUSTE DE RESTAURACIONES CON FLUJO DE TRABAJO DIGITAL	59
5. MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD DE ESCANEADOS INTRAORALES.....	61
JUSTIFICACIÓN.....	64
OBJETIVOS	66

HIPÓTESIS DE TRABAJO	68
MATERIAL Y MÉTODO	70
1. RECOGIDA DE DATOS.....	70
1.1. Preparación de modelos	70
1.1.3. Modelo mandibular	70
1.1.4. Modelo maxilar	71
1.2. Escaneado de modelos de estudio.....	72
1.2.1. Registros de grupos según iluminancia.....	73
1.2.2. Registros de grupos según temperatura de color de luz.....	74
1.2.3. Registros de grupos según el color de luz.....	76
2. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES Y MÉTODOS	77
3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	79
RESULTADOS.....	81
1. ARTÍCULO CIENTÍFICO 1	81
1.1. Resumen.....	82
1.2. Resultados.....	83
2. ARTÍCULO CIENTÍFICO 2	89
2.1. Resumen.....	90
2.2. Resultados.....	91
3. ARTÍCULO CIENTÍFICO 3	95
3.1. Resumen.....	96
3.2. Resultados.....	97
DISCUSIÓN.....	102
1. FACTOR DE ILUMINANCIA.....	102
2. FACTOR DE TEMPERATURA DE COLOR.....	105
3. FACTOR DE COLOR DE LUZ.....	107
4. CONSIDERACIONES SOBRE LA METODOLOGÍA Y LIMITACIONES	109

CONCLUSIONES	113
BIBLIOGRAFÍA	116
ANEXO - ÍNDICE DE FIGURAS	142

RESUMEN

ABSTRACT

RESUMEN

Introducción

Los escáneres intraorales son dispositivos introducidos en la práctica clínica diaria actual. Se han descrito diversos factores que influyen en su rendimiento con el fin de controlar y minimizar los posibles errores de dichos registros.

Uno de los factores de influencia sobre los que se puede intervenir son las condiciones ambientales en las que los escáneres intraorales trabajan. Entre ellas, se ha visto que la luz ambiental desempeña un papel importante en la influencia del funcionamiento de dichos dispositivos, ya que se basan en la proyección de luz para registrar las superficies.

Las impresiones digitales de múltiples implantes son situaciones clínicas de desafío para los escáneres intraorales, con numerosos factores de influencia en la exactitud de sus registros como las áreas edéntulas o la ausencia de referencias anatómicas. Por lo tanto, al margen de la mejora continua de los sistemas de escáneres intraorales en cuanto a exactitud con la evolución de la tecnología, se encuentran factores de influencia sobre los que podemos actuar para obtener registros más fiables, entre ellos, la luz ambiental.

Justificación

Se ha visto que la luz ambiental desempeña un papel importante en la fiabilidad de los registros de los escáneres intraorales, sin embargo, dichos estudios previos se no se han evaluado en situaciones edéntulas con implantes, siendo éstas consideradas las más complejas.

Debida a la escasa evidencia científica, se ve necesario llevar a cabo la presente investigación para conocer cómo influye las condiciones ambientales lumínicas en las impresiones digitales sobre implantes realizadas con escáneres intraorales

Objetivos

Los objetivos del estudio fueron analizar la influencia de las condiciones ambientales lumínicas de iluminancia, temperatura de color y color de luz, en la exactitud y tiempo de escaneado de diferentes escáneres intraorales en situaciones de arcadas completas con implantes. Y poder determinar cuáles son las condiciones ambientales de luz que permiten un mayor rendimiento de los escáneres intraorales evaluados.

Material y método

Se establecen condiciones in vitro para llevar a cabo la investigación. Se emplean para ello, dos modelos de resina que simulan la situación clínica de rehabilitación completa sobre implantes, un modelo con cuatro implantes y otro con seis implantes. Sobre estos se colocaron pilares transepteliales y scan bodies.

Siete escáneres intraorales (Trios 3, Primescan, Element 5D, i700, i500, CS3700, y CS3600) y cinco iluminancias (100, 500, 1000, 5000, y 10 000 lux) fueron evaluadas.

Para evaluar la temperatura de color se establecieron tres niveles (3200, 4400, and 5600 K) en dos iluminancias (500 y 1000 lux) con dos escáneres intraorales (Trios 4, i700).

En cuanto a la evaluación de los tipos de color de luz se determinaron siete grupos (rojo, verde, azul, amarillo, cian, magenta y blanco) con dos dispositivos (Trios 4, i700).

El análisis de la exactitud se llevó a cabo mediante el cálculo de desviaciones tridimensionales absolutas entre archivos (raíz cuadrática media) a través del uso de un software de metrología (Geomagic Control X), teniendo como referencia para la veracidad, un escaneado del modelo con un escáner de laboratorio.

El análisis estadístico se realizó con el software IBM SPSS Statistics, empleando los tests Kruskal-Wallis, ANOVA de una vía, y comparaciones por parejas para analizar los datos ($\alpha = .05$).

Resultados

La influencia de las condiciones de iluminancia, temperatura de color y color de luz fueron diferentes según el dispositivo empleado, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < .05$).

En cuanto a la iluminancia, con 100 lux se obtuvo mayores exactitudes para Trios 3 ($34.0 \pm 3.3 \mu\text{m}$ de veracidad; $24.5 \pm 14.9 \mu\text{m}$ de precisión), Element 5D ($34.5 \pm 7.1 \mu\text{m}$ de veracidad; $25.9 \pm 7.6 \mu\text{m}$ de precisión) y CS3700 ($34.9 \pm 13.0 \mu\text{m}$ de veracidad; $34.6 \pm 19.2 \mu\text{m}$ de precisión); 500 lux para CS3600 ($69.5 \pm 24.0 \mu\text{m}$ de veracidad; $36.6 \pm 20.1 \mu\text{m}$ de precisión); 1000 lux para i500 ($36.2 \pm 5.1 \mu\text{m}$ de veracidad; $21.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$ de precisión); 5000 lux para i700 ($34.8 \pm 2.2 \mu\text{m}$ de veracidad; $15.4 \pm 5.0 \mu\text{m}$ de precisión); y 10000 lux para Primescan ($37.4 \pm 37.3 \mu\text{m}$ de veracidad; $26.2 \pm 26.2 \mu\text{m}$ de precisión). El tiempo de escaneado fue diferente bajo distintas iluminancias para cada escáner intraoral. El escáner intraoral más rápido en todas las condiciones de iluminancia fue Primescan, con diferencias significativas con todos los grupos ($P < .01$), seguido de Trios 3 en todos los grupos excepto bajo iluminación de 100 lux, donde i700 fue el segundo más rápido.

En cuanto al análisis de temperatura de color e iluminancia, los registros con Trios 4 bajo todas las temperaturas de color a 1000 lux ($25,9 \pm 5,4 \mu\text{m}$ de veracidad y $25,7 \pm 10,6 \mu\text{m}$ de precisión en 3200K; $25,0 \pm 3,7 \mu\text{m}$ de veracidad y $20,8 \pm 7,3 \mu\text{m}$ de precisión en 4400K; y $25,3 \pm 9,6 \mu\text{m}$ de veracidad y $25,4 \pm 17,6 \mu\text{m}$ de precisión en 5600K) obtuvieron mejor veracidad y precisión que los grupos de 500 lux ($42,0 \pm 9,3 \mu\text{m}$ de veracidad y $39,7 \pm 9,1 \mu\text{m}$ de veracidad en 4400K; $41,6 \pm 16,8 \mu\text{m}$ y $42,1 \pm 26,6 \mu\text{m}$ de precisión en 3200K; $44,0 \pm 15,4 \mu\text{m}$ de precisión y $50,7 \pm 33,6 \mu\text{m}$ de precisión en 5600K) ($p < 0,05$). En el grupo i700, no hubo diferencias significativas en los valores medios de veracidad entre las condiciones de iluminación ambiental. Sin embargo, existía una

diferencia significativa en cuanto a precisión entre las exploraciones bajo 3200 K y 1000 lux ($90,7 \pm 72,0 \mu\text{m}$) y el resto de las condiciones siendo la menos exacta.

Con respecto al color de la luz, para Trios 4, el color de luz azul obtuvo la mejor veracidad ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$) ($P < .05$); en precisión, la luz blanca ($20,8 \pm 7,3 \mu\text{m}$) y la luz azul ($22,1 \pm 13,5$) mostraron los mejores resultados ($P < .05$). Para i700, la luz blanca mostró la mejor veracidad ($51,9 \pm 16,7 \mu\text{m}$); la mejor precisión se obtuvo con luz magenta ($38,6 \pm 10,4 \mu\text{m}$) y amarilla ($52,6 \pm 24,0 \mu\text{m}$) ($P < 0,05$).

Conclusiones

La variación de las condiciones de iluminancia ambiental (luxes) tuvo una influencia significativa en la exactitud y el tiempo de escaneado, pero su efecto fue diferente para cada escáner intraoral usado.

Las condiciones de la temperatura del color e iluminancia influyeron en la exactitud de escaneado según el dispositivo empleado, al igual que el color de la luz ambiental, siendo el efecto diferente para cada dispositivo.

Por tanto, se puede concluir que no se encontró una condición de iluminación universal óptima para maximizar la exactitud del escaneado intraoral, teniendo que seleccionar el ambiente lumínico específico según el sistema de escáner intraoral utilizado.

ABSTRACT

Introduction

Intraoral scanners are devices introduced in today's clinical daily practice. Various factors influencing their performance have been described to control and minimise possible errors in such recordings.

One of the influencing factors that can be intervened upon are the environmental conditions in which intraoral scanners work. Among these, ambient light has been found to play an important role in influencing the performance of such devices, as they rely on the projection of light to record surfaces.

Full arch implant impressions are challenging clinical situations for intraoral scanners, with numerous factors influencing the accuracy of their registrations, such as edentulous areas or the absence of anatomical references. Therefore, apart from the continuous improvement of intraoral scanning systems in terms of accuracy with the evolution of technology, there are influencing factors that we can act upon to obtain more reliable registrations, among them, ambient light.

Justification

Ambient light has been shown to play an important role in the reliability of intraoral scanner recordings; however, these previous studies have not been evaluated in edentulous situations with implants, which are considered to be the most complex.

Due to the scarce scientific evidence, it is necessary to carry out the present investigation to find out how ambient lighting conditions influence implant scans made with intraoral scanners.

Objectives

The objectives of the study were to analyse the influence of ambient lighting conditions of illuminance, colour temperature and light colour on the accuracy and

scanning time of different intraoral scanners in full-arch situations with implants. And to be able to determine which ambient light conditions allow the best performance of the evaluated intraoral scanners.

Material and method

In vitro conditions are established to carry out the investigation. Two resin models were used to simulate the clinical situation of a complete implant-supported fixed prosthesis, one cast with four implants and one with six implants. Transepithelial abutments and scan bodies were placed on each implant.

Seven intraoral scanners (Trios 3, Primescan, Element 5D, i700, i500, CS3700, and CS3600) and five illuminances (100, 500, 1000, 5000, and 10 000 lux) were evaluated.

To evaluate colour temperature, three levels (3200, 4400, and 5600 K) at two illuminances (500 and 1000 lux) were set with two intraoral scanners (Trios 4, i700).

As for the evaluation of light colour types, seven groups (red, green, blue, yellow, cyan, magenta and white) were determined with two devices (Trios 4, i700).

Accuracy analysis was carried out by calculating absolute three-dimensional deviations between files (root mean square) using metrology software (Geomagic Control X), with a scan of the cast with a laboratory scanner as a reference for trueness.

Statistical analysis was performed with IBM SPSS Statistics software, using the Kruskal-Wallis test, one-way ANOVA, and pairwise comparisons to analyse the data ($\alpha = .05$).

Results

The influence of illuminance, colour temperature and light colour conditions were different according to the device used, with statistically significant differences between the groups ($p < .05$).

In terms of illuminance, at 100 lux, higher accuracies were obtained for Trios 3 ($34.0 \pm 3.3 \mu\text{m}$ trueness; $24.5 \pm 14.9 \mu\text{m}$ accuracy), Element 5D ($34.5 \pm 7.1 \mu\text{m}$ trueness; $25.9 \pm 7.6 \mu\text{m}$ accuracy) and CS3700 ($34.9 \pm 13.0 \mu\text{m}$ trueness; $34.6 \pm 19.2 \mu\text{m}$ accuracy); 500 lux for CS3600 ($69.5 \pm 24.0 \mu\text{m}$ trueness; $34.6 \pm 19.2 \mu\text{m}$ accuracy); 500 lux for CS3600 ($69.5 \pm 24.0 \mu\text{m}$ trueness; $36.6 \pm 20.1 \mu\text{m}$ accuracy); 1000 lux for i500 ($36.2 \pm 5.1 \mu\text{m}$ trueness; $21.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$ accuracy); 5000 lux for i700 ($34.8 \pm 2.2 \mu\text{m}$ trueness; $15.4 \pm 5.0 \mu\text{m}$ accuracy); and 10000 lux for Primescan ($37.4 \pm 37.3 \mu\text{m}$ trueness; $26.2 \pm 26.2 \mu\text{m}$ accuracy). The scanning time was different under different illuminances for each intraoral scanner. The fastest intraoral scanner in all illuminance conditions was Primescan, with significant differences with all groups ($P < .01$), followed by Trios 3 in all groups except under 100 lux illuminance, where i700 was the second fastest.

For colour temperature and illuminance analysis, Trios 4 records under all colour temperatures at 1000 lux ($25.9 \pm 5.4 \mu\text{m}$ trueness and $25.7 \pm 10.6 \mu\text{m}$ accuracy at 3200K; $25.0 \pm 3.7 \mu\text{m}$ trueness and $20.8 \pm 7.3 \mu\text{m}$ accuracy at 4400K; and $25.3 \pm 9.6 \mu\text{m}$ trueness and $25.4 \pm 17.6 \mu\text{m}$ accuracy at 5600K) achieved better trueness and accuracy than the 500 lux groups ($42.0 \pm 9.3 \mu\text{m}$ trueness and $39.7 \pm 9.1 \mu\text{m}$ trueness at 4400K; $41.6 \pm 16.8 \mu\text{m}$ accuracy at 5600K; $41.6 \pm 16.8 \mu\text{m}$ trueness at 3200K; and $25.0 \pm 3.7 \mu\text{m}$ trueness and $20.8 \pm 7.3 \mu\text{m}$ accuracy at 4400K; $41.6 \pm 16.8 \mu\text{m}$ and $42.1 \pm 26.6 \mu\text{m}$ accuracy at 3200K; $44.0 \pm 15.4 \mu\text{m}$ accuracy and $50.7 \pm 33.6 \mu\text{m}$ accuracy at 5600K) ($p < 0.05$). In the i700 group, there was no significant difference in mean trueness values between ambient lighting conditions. However, there was a significant difference in accuracy between scans under 3200 K and 1000 lux ($90.7 \pm 72.0 \mu\text{m}$) and all other conditions being the least accurate.

Regarding light colour, for Trios 4, blue light colour obtained the best trueness ($19.8 \pm 1.8 \mu\text{m}$) ($P < .05$); in accuracy, white light ($20.8 \pm 7.3 \mu\text{m}$) and blue light (22.1

±13.5) showed the best results ($P<.05$). For i700, white light showed the best trueness ($51.9 \pm 16.7 \mu\text{m}$); the best accuracy was obtained with magenta ($38.6 \pm 10.4 \mu\text{m}$) and yellow ($52.6 \pm 24.0 \mu\text{m}$) light ($P<.05$).

Conclusions

The variation of ambient illuminance conditions had a significant influence on accuracy and scanning time, but its effect was different for each intraoral scanner used.

The illumination conditions of colour temperature and illuminance influenced the scanning accuracy according to the device used, as did the colour of the ambient light, the effect being different for each device.

Therefore, it can be concluded that no universal optimal lighting condition was found to maximise the accuracy of intraoral scanning, having to select the specific lighting environment according to the intraoral scanner system used.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

1. IMPRESIONES SOBRE IMPLANTES

1.1. Técnica de impresión convencional

El primer paso de fabricación de cualquier tipo de prótesis es realizar una impresión para poder transmitir al laboratorio dental la situación intraoral de la forma más fiable de los dientes y posición tridimensional de los implantes. El método convencional de impresión se puede clasificar en función de los materiales empleados, método de transferencia, tipo de cubetas o técnicas de ferulización.

1.1.1. Materiales de impresión

Para poder considerar un material apto para impresiones sobre implantes, ha de presentar buenas propiedades en cuanto a exactitud, recuperación elástica, estabilidad dimensional, fluidez, flexibilidad, hidrofilia y humectabilidad. Los materiales de elección para realizar dicho proceso sobre implantes son el poliéter y silicona de adición (polivinilsiloxano).

El poliéter presenta propiedades de hidrofobicidad, rigidez y un alto módulo de elasticidad. Por otro lado, la silicona de adición también se emplea con frecuencia por su gran recuperación elástica, reproducibilidad de los detalles de la superficie, resistencia al desgarro y elevada estabilidad dimensional. En cambio, es un material con alto comportamiento hidrofóbico, aunque presenten surfactantes que aumentan su humectancia.¹

Al margen de estos dos materiales comúnmente usados, el desarrollo e investigación en busca de un mejor material, se encuentra el vinilsiloxaneter. Este material presenta una buena reproducción de los detalles de la superficie y estabilidad dimensional en comparación con el polivinilsiloxano y el poliéter.² Sin embargo, se

observa que los modelos fabricados con materiales de impresión de vinilsiloxaneter o polivinilsiloxano proporcionan una exactitud dimensional similar independientemente del método de ferulización del implante.³

1.1.2. Métodos de impresiones convencionales

Para registrar la posición de los implantes, se necesita un aditamento llamado transfer o cofia de impresión. Se encuentran dos tipos de técnicas de impresión según el método de transferencia de dichas piezas, técnica de arrastre o de reposicionamiento.

1. Técnica de arrastre

Esta técnica lleva consigo el uso de una cubeta perforada y consiste en arrastrar los transfer o cofias de impresión con la desinserción de la cubeta de la boca. Para ello, dichos transfer presentan un diseño retentivo para quedarse inmóviles en el material de impresión cuando fragüe, al igual que un tornillo largo pasante para poder desatornillar a través de los orificios previamente creados en la cubeta en el momento de su retirada.

Esta técnica se suele emplear más en situaciones de múltiples implantes, posiciones divergentes o subgingivales, requiriendo una buena apertura bucal del paciente.⁴

Existe una técnica de arrastre en la que no es necesaria la perforación de una cubeta, ya que los transfer de impresión presentan un reposicionamiento en el material de impresión mediante snap-on. Para ello, al retirar la cubeta, unas piezas plásticas colocadas sobre los transfer se arrastran permitiendo recolocar dichos transfer en la posición adecuada mediante unas caras planas. Esta técnica se considera más rápida que la técnica de arrastre con cubeta abierta con una exactitud similar.^{5,6}

2. Técnica de reposicionamiento

La técnica de reposicionamiento al contrario que en la de arrastre, los transfer o cofias de impresión se quedan atornillados en los implantes una vez que se retira la cubeta

de la boca, por lo que no se necesita realizar orificios de acceso en la cubeta. Esta técnica se emplea en situaciones con escasa apertura bucal, pocos implantes o que presenten paralelismo entre sí.⁷ La principal dificultad de realizar esta técnica reside en recolocar los transfer de impresión de forma adecuada en la huella creada en el material de impresión, es por ello, que se observa en estudios que la técnica reposicionamiento suele obtener menor exactitud que la de arrastre,⁸⁻¹⁰ viéndose influenciado entre otros factores por la existencia de disparalelismo entre implantes.¹¹

3. Tipo de cubeta de impresión

Otra forma de clasificar las impresiones convencionales de implantes es según el tipo de cubeta. Técnica de cubeta abierta, son aquellas en la que es necesario realizar orificios de acceso a los transfer de impresión. Por ello, se emplean en el método de arrastre, en el que se ha de desatornillar los transfer de impresión antes de retirar la cubeta de boca. Por otro lado, la técnica de cubeta cerrada es aquella en la que se emplea el método de reposicionamiento. El material de las cubetas puede ser acrílicas en caso de realizarlas individualizadas, metálicas o plásticas.¹²

4. Ferulización de implantes

La ferulización de los transfer de impresión se puede llevar a cabo en la técnica de arrastre, con el objetivo de minimizar el posible movimiento en el momento de arrastre o por cambios dimensionales del material de impresión. En situaciones de arcadas completas con implantes, se considera de alta relevancia llevar a cabo dicha ferulización.¹³

Existen numerosos materiales para llevar a cabo la ferulización de los implantes. Entre ellos, los más empleados son las resinas acrílicas autopolimerizables (Pattern Resin, GC; Duralay, Reliance) y fotopolimerizables (Conlight, Kuss Dental; Galiform, Galimplant).¹²

Mariotto et al.¹⁴ evaluaron el cambio dimensional lineal de tres materiales diferentes (Pattern Resin LS, Durallay, Protemp4) y dos técnicas de ferulización de los transfer (unión en un solo paso, y sección y unión de segmentos) para prótesis implantosoportadas utilizando la técnica de cubeta abierta. Los resultados demostraron que la técnica de sección y unión de segmentos redujo significativamente el cambio dimensional en comparación con la técnica de un solo paso. En cuanto a los materiales, Pattern Resin LS mostró los valores más bajos de contracción dimensional, tanto en la técnica de un solo paso como en la de sección y unión de segmentos. Los valores de contracción fueron menores en Durallay y Protemp4, siendo Protemp4 el material con los valores más altos de cambio dimensional. Por lo tanto, se concluye que la técnica de sección y unión es más efectiva para minimizar el cambio dimensional en las prótesis, y que la Pattern Resin LS es el material con mejor rendimiento en términos de estabilidad dimensional, seguido por Durallay y Protemp4.

1.2. Técnica de impresión digital

La técnica digital para impresiones sobre implantes es la alternativa a la técnica convencional, permitiendo evitar el uso de cubetas y materiales de impresión y necesitando dispositivos de digitalización llamados escáneres intraorales.

2. DIGITALIZACIÓN EN ODONTOLOGÍA

La digitalización de procesos en Odontología ha sido posible por el desarrollo de la tecnología CAD/CAM.

2.1. Evolución histórica de la tecnología CAD/CAM

El término CAD/CAM procede del acrónimo inglés “*Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing*”. El diseño asistido por ordenador (CAD) y la fabricación asistida por ordenador (CAM) tienen sus raíces en los primeros años del siglo XIX. En 1808, Joseph-Marie Jacquard empleó tarjetas metálicas perforadas para el control automático de los telares, lo que aumentó la productividad considerablemente. Se le considera el inventor del soporte de datos intercambiable. En 1950, se desarrolló por parte del MIT (Massachusetts Institute of Technology) máquinas de control numérico para la producción de piezas aeronáuticas. En 1959, Don Hart y Ed Jacks desarrollaron el primer sistema CAD (DAC-1) para describir la geometría de las carrocerías de vehículos.

En el ámbito odontológico, se considera a François Duret el padre de la fabricación de prótesis dentales asistida por ordenador. En 1971, empezó sus investigaciones, publicando sus bases de conocimiento en su Tesis “*L’empreinte optique*” en 1973. Desarrolló el sistema Sophia, que fue considerado de influencia para desarrollos posteriores de sistemas.^{15,16}

Werner H. Mörmann junto con Marco Brandestini, consiguieron diseñar un sistema CAD/CAM llamado Cerec en el año 1985 por Siemens Dental, que posteriormente en Sirona Dental Systems, hoy Dentsply Sirona. La gran particularidad fue que permitía fabricar restauraciones en la clínica dental en el mismo día (chairside) usando bloques de cerámica feldespática.¹⁷

Matts Andersson inventó y desarrolló el sistema Procera (Nobel Biocare) en 1983, para la producción duplicable de coronas fresadas, lanzado a nivel mundial por Nobel Biocare en 1988. Además, propuso la fabricación de cofias de titanio mediante erosión por chispa, como alternativa a las aleaciones de oro y de níquel-cromo por precios y alergias respectivamente. También fue el primero en emplear la tecnología CAD/CAM para la fabricación de restauraciones revestidas de composite.¹⁸⁻²⁰

En 1993, Jef van der Zel presentó el sistema Cicero, para la producción completa de coronas y puentes de cerámica estratificada mediante un proceso digital. Otra persona relevante fue Karl Grrbach en la que su empresa en 1999 presentó el sistema Digident, que permitía manejar una variedad amplia de materiales para su procesamiento bajo refrigeración por agua.

Actualmente, la constante evolución de los sistemas CAD/CAM ha permitido que sea una herramienta de trabajo cada vez más generalizada en el ámbito odontológico, cambiando los flujos de trabajo y opciones terapéuticas de materiales en busca de restauraciones con mejor estética, biocompatibles y duraderas.^{21,22}

2.2. Trabajo mediante flujo digital

El flujo digital llevado a cabo por sistemas CAD/CAM consta de tres componentes. Un dispositivo de digitalización, un software de procesamiento y una tecnología de fabricación, describiéndose tres etapas diferentes.

1. Etapa de digitalización. La primera fase consiste en la recogida de la información mediante la digitalización de las superficies o estructuras intraorales necesarias para la obtención de modelos virtuales. Se puede realizar de manera directa con el uso de escáneres intraorales o indirecta mediante la digitalización de modelos de escayola o impresiones convencionales con escáneres extraorales.

2. Etapa de diseño asistido por ordenador o CAD. Con el uso de programas de diseño dental, se lleva a cabo el diseño virtual en base a los datos obtenidos en la etapa anterior.
3. Etapa de fabricación asistida por ordenador o CAM. Proceso de fabricación mediante técnicas de producción aditivas (prototipado rápido) o sustractivas (fresado y tallado).

El trabajo mediante flujo digital se puede realizar dependiendo de la ubicación de los componentes del sistema CAD/CAM, con sistemas con digitalización en la clínica (con fabricación en clínica o fuera de ella), sistemas de laboratorio y sistemas de producción centralizada en centros de fabricación. Algunos sistemas disponen de un flujo completo CAD/CAM y otros solamente ofrecen una etapa. La posibilidad de fabricación en consulta se ofrece por Dentsply Sirona con Cerec, Carestream, Zfx y Planmeca.²³

Por otro lado, según la forma en la que traten la información se pueden clasificar los sistemas CAD/CAM en sistemas abiertos o cerrados. Si el sistema permite compartir los datos con otros sistemas se trata de sistemas abiertos, sin embargo, si no se permite la exportación de datos y se ha de realizar todo el proceso CAD/CAM en el mismo sistema, serán sistemas cerrados.²⁴

2.3. Ventajas e inconvenientes del flujo de trabajo digital

El flujo de trabajo digital ofrece múltiples ventajas en comparación al método analógico o convencional.

- Comodidad para el paciente, no requiere el uso de material de impresión ni cubetas. Esto elimina el factor de tiempo de vaciado o transporte al laboratorio.

- Simplificación del proceso, ahorrando tiempo y eliminando los factores de la técnica convencional que influyen en la exactitud de los registros.²⁵⁻²⁹
- Permite el uso de materiales de restauración con propiedades mecánicas mejoradas, como el óxido de circonio estabilizado con itria, cerámicas híbridas, nanocerámicas de resina o silicato de litio reforzado con óxido de circonio.³⁰⁻³²
- Almacenamiento de datos en internet, visualización y evaluación de los modelos virtuales en el momento.
- Comunicación rápida con el técnico de laboratorio por el envío a través de internet.
- Herramienta de marketing y comunicación con el paciente.³³
- Diagnóstico y planificación digital combinada con pruebas radiológicas de CBCT.^{34,35}

Sin embargo, el flujo de trabajo digital también presenta desventajas:

- Inversión económica elevada para la adquisición de dispositivos, softwares y formación especializada.
- Requerimiento de una curva de aprendizaje inicial con los dispositivos para poder obtener un desempeño adecuado.³⁶
- Dificultad para registrar con escáneres intraorales situaciones clínicas de tramos edéntulos,³⁷ líneas de preparación dentales profundas; o situaciones con sangrado o saliva excesiva, donde se producen reflejos al incidir la luz del escáner y por lo tanto, dificultades de registro.³³

2.4. Terminología empleada en el formato de datos

Con el trabajo mediante flujo digital aparece el uso de formatos de archivos informáticos para el intercambio entre los distintos sistemas, programas de diseño y unidades de producción. Dependiendo del tipo de sistema empleado, existen diferentes formatos de archivos.^{33,38}

El formato de datos STL (*Standard Tessellation Language/ Standard Triangle Language*). Contiene descripciones de superficies de objetos 3D mediante facetas triangulares. Se considera el formato universal y es el más empleado. Se compone de una malla poligonal 3D mediante la unión de puntos de coordenadas registrados por el escáner. Al contrario que otros formatos, éste no contiene información de color.

Otros tipos de formato comúnmente usados con el formato PLY (*Polygon File Format*), que se compone de polígonos y contienen información de color, transparencia y textura.

A la par que los sistemas pueden ser abiertos o cerrados, los formatos de archivos de ellos serán abiertos o cerrados como el formato DCM de 3Shape.

3. DISPOSITIVOS PARA DIGITALIZACIÓN EN ODONTOLOGÍA

La primera etapa del flujo digital es la digitalización de la superficie de interés para obtener un modelo virtual 3D. Esto se puede realizar de forma directa en boca o indirecta, clasificando los escáneres 3D de uso odontológico en extraorales (adquisición indirecta de datos) e intraorales (adquisición directa de datos) (Figura 1).

3.1. Adquisición indirecta de datos

Los escáneres 3D de adquisición indirecta de datos se pueden clasificar de la siguiente manera:

- *Escáneres táctiles o mecánicos* (máquina de medición de coordenadas 3D).
- *Escáneres ópticos.*
 - Principio de medición del escaneo coaxial:
 - Técnica confocal (*Rayo láser confocal*).
 - Interferometría (*Holografía conoscópica, Nobel Procera*).
 - Principio de medición de la triangulación:
 - Fotogrametría.
 - Iluminación estructurada.
 - Técnica de sección de luz láser (*Dental Wings 7Series*).
 - Proyección de franjas de luz (*3Shape D2000*).

Los escáneres ópticos realizan las mediciones sin contacto mediante luz. Se diferencian según su método de medición de escaneo coaxial o triangulación. La principal diferencia entre ellos es que los distintos principios de medición dan lugar a diferentes ángulos de adquisición. En el método coaxial la cámara y el receptor se sitúan en el mismo

eje y en la triangulación en cambio, se encuentran separadas en diferentes ejes. El ángulo de detección del escaneo coaxial es considerablemente mayor que el de triangulación (145° y 120° respectivamente). Los escáneres ópticos son más rápidos que los escáneres táctiles, pero pueden producirse errores cuando se componen de datos de registros individuales (errores de correspondencia o de cosido) al igual que influir las propiedades ópticas del objeto escaneado.³⁹

Los escáneres táctiles presentan como ventaja que son muy precisos pero sus mediciones son más lentas que con los sistemas ópticos, no pudiendo escanear superficies blandas como materiales de impresión, ya que se producirían errores al entrar en contacto. Para ello, se ha visto que el escaneo directo de impresiones es preciso, incluso en algunas situaciones más que el escaneo del modelo de escayola obtenidos del vaciado⁴⁰

El funcionamiento de los escáneres táctiles o mecánicos se basa en el registro mediante una sonda el objeto, obteniéndose coordenadas espaciales a través de la posición del sensor o sonda en una mesa de coordenadas XY.

Se ha descrito en la literatura que la fiabilidad de los escáneres CAD-CAM no depende de una tecnología concreta (luz estructurada, láser o contacto), sino de determinados parámetros. La repetibilidad tecnología óptica era comparable con la digitalización mecánica,⁴¹ y todo el procedimiento de escaneado es más exacto si las superficies escaneadas son lisas y regulares.⁴²

3.2. Adquisición directa de datos

La adquisición directa de datos se lleva a cabo con escáneres intraorales (IOSs). En la actualidad, la implementación de su uso está muy extendida y son muy populares en prácticamente todas las ramas de la odontología, incluidas la odontología restauradora, la endodoncia, la prostodoncia, la ortodoncia, la implantología y la cirugía oral.

Los resultados de una encuesta realizada en 2021⁴³ por 369 miembros de evaluación clínica de la Asociación Dental Americana informan que el uso de IOSs está presente en el 53% de los encuestados. El principal motivo fue mejorar la eficiencia clínica (70%). El 90% lo emplean para realizar coronas unitarias, el 58% hace menos de 4 años que utilizan esta tecnología, y la mayoría (91%) están satisfechos con los resultados. Según otro estudio reciente de 2023⁴⁴ con una cohorte internacional de más de 1000 participantes, más del 75% utilizaban un escáner intraoral (IOS) a diario en su consulta. Parece por lo tanto que la tecnología digital de toma de impresiones es universal y que el flujo de trabajo digital seguirá creciendo en Odontología.

Los escáneres intraorales son dispositivos que permiten realizar la primera etapa de adquisición de datos de manera directa, para obtener modelos digitales tridimensionales. Para ello, a través de una cámara se genera una nube de puntos (coordenadas XYZ) y se genera un archivo de transferencia mediante la creación de conexión de puntos para reconstruir un modelo de superficie (malla de triángulos).^{43,44} Los algoritmos empleados por los IOS pueden generar archivos de diferentes densidades de malla. Las mallas de mayor densidad suelen producir resultados de análisis más precisos o una reproducción más detallada de la superficie. Estos archivos de datos que normalmente es en formato STL, se transfiere al software CAD para el diseño de la restauración y a continuación al software CAM, para su fabricación, completando así el flujo de trabajo digital.

Existen numerosos sistemas en el mercado y generaciones de cada uno, según el avance del desarrollo de las tecnologías en busca de mejoras en los resultados clínicos. Esto dificulta su análisis y elección, sin embargo, se diferencian entre sí por la tecnología de escaneado que emplean, velocidad de registro, exactitud o costes. Independientemente del tipo de tecnología de imagen empleada por un IOS, todas las cámaras requieren la proyección de luz que se registra por el receptor como imágenes individuales o vídeo.⁴⁵

Una muestra de algunos sistemas de IOS se observan en la Figura 1.

Escáner	Fabricante	Tecnología de adquisición	Método de adquisición	Fuente de luz
CEREC Primescan	Dentsply Sirona	Triangulación	Captura continua (vídeo)	Luz azul
CEREC Omnicam	Dentsply Sirona	Triangulación	Captura continua (vídeo)	Luz blanca
TRIOS 4	3Shape	Microscopía confocal	Captura continua (vídeo)	Luz LED azul
TRIOS 3	3Shape	Microscopía confocal	Captura continua (vídeo)	Luz LED azul
iTero Element 5D	Align Technology, Inc	Microscopía paralela confocal	Secuencia de fotos	Infrarroja (NIRI)
iTero Element 2 y iTero Flex	Align Technology, Inc	Microscopía paralela confocal	Secuencia de fotos	Láser rojo y luz LED blanca
CS 3800	Carestream Dental	Microscopía confocal	Secuencia de fotos	LED amarillo, azul y verde
CS 3700	Carestream Dental	Triangulación activa	Secuencia de fotos	LED amarillo, azul y verde
CS 3600	Carestream Dental	Triangulación activa	Secuencia de fotos	LED amarillo, azul y verde
True Definition	Midmark	Muestreo activo frente de onda	Vídeo 3D en movimiento	Luz pulsada azul
i500	Medit	Muestreo activo frente de onda	Vídeo 3D en movimiento	Luz azul
i700	Medit	Muestreo activo frente de onda	Vídeo 3D en movimiento	Luz azul
Emerald S	Planmeca	Microscopía confocal	Capura continua (vídeo)	Láser
Aoralscan	Shinning 3D	Triangulación	Capura continua (vídeo)	Luz estructurada

Figura 1. Características de algunos escáneres intraorales ⁴⁶

3.2.1. Clasificación de los escáneres intraorales

Los escáneres intraorales (IOSs) se pueden clasificar según su flujo de trabajo, en aquellos que ofrecen un flujo de trabajo en clínica (*in-office* o *chairside*) y los que lo hacen fuera de clínica (*out-office* o *labside*).

Los escáneres intraorales que permiten un flujo de trabajo digital completo en la consulta permiten asociar su captura de datos con unidades CAD y CAM diseñadas para tenerlas en clínica. Algunos ejemplos de estos dispositivos son el Cerec AC (Dentsply Sirona), el CS (Carestream), el PlanScan (Planmeca) o el Zfx Intrascan (Zfx Dental).⁴⁷⁻⁴⁹

Los escáneres intraorales con un flujo digital no completo en clínica permiten solamente empezar el flujo de trabajo digital en consulta, pero es necesario seguir con los procesos siguientes en un laboratorio dental o centros de producción para realizar las etapas CAD y CAM. En este grupo se encuentran la mayoría de los sistemas, como iTero (Align Technology, Inc.), Trios (3Shape A/S) o Medit (Medit).⁴⁵

Por otro lado, los sistemas se pueden clasificar según la fuente de luz empleada, en escáneres con luz láser y escáneres con luz visible. A su vez, se pueden diferenciar según la tecnología que utilicen, existiendo actualmente diferentes tecnologías de imagen basadas en diversos componentes ópticos y fuentes de luz específicas.^{38,45} Entre ellas se encuentra la triangulación óptica, microscopía confocal y muestreo activo de frente de onda.⁵⁰ La mayoría de los escáneres intraorales utilizan una combinación de varias de estas tecnologías de imagen. Como último avance, se encuentra incorporación de la tomografía de coherencia óptica (OCT, *Optical Coherent Tomography*) en escáneres intraorales, para mejorar el registro de las líneas de terminación de preparaciones dentales.⁵¹ La OCT es una técnica de imagen sin radiación que utiliza luz infrarroja en el rango del infrarrojo cercano (NIR, Near Infrared Range) (750 a 1125 nm) para penetrar tanto en tejidos duros como blandos, generando imágenes transversales de alta resolución

mediante dispersión óptica e interferometría. Un escáner que emplea esta tecnología para la detección interproximal de caries es el Emerald S (Planmeca) o TRIOS 4 (3Shape).

- Triangulación óptica

El principio de la triangulación se basa en el teorema de Tales de Mileto donde afirma que “el punto angular de un triángulo puede determinarse sin ambigüedad si se conocen la longitud del lado opuesto y los ángulos adyacentes”. Para los escáneres 3D se pueden utilizar fuente de luz láser o luz del espectro cromático de luz visible, como la luz blanca o la luz azul de onda corta. Este principio de medición se emplea tanto por escáneres láser donde la geometría de la estructura proyectada puede ser puntiforme (punto láser) o lineal (línea láser); como en los escáneres de bandas luminosas donde la geometría es planar (patrón de bandas).³⁹

La fuente de luz es proyectada a través de la reflexión en un espejo a la superficie del objeto a escanear y la cámara compuesta por un detector o sensor de posición registra la posición tridimensional del punto iluminado sobre el objeto.⁵²

En este principio de medición se basa la método de fotogrametría, que consiste en la reconstrucción tridimensional mediante fotografías; y la iluminación estructurada, que puede ser con sección de luz láser o de proyección de franjas de luz. El método de sección de luz láser es utilizado por escáneres de laboratorio y el método de proyección de franjas de luz por escáneres intraorales como el Cerec Bluecam (Dentsply Sirona) que emplea franjas de luz azul de onda corta (420nm) (Figura 2).

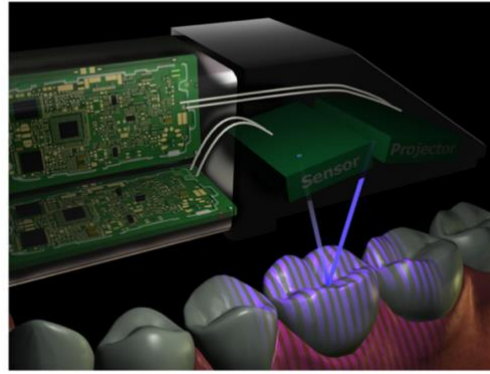


Figura 2. Tecnología de Triangulación.⁵³

- Microscopía de láser confocal

La imagen tridimensional se forma a partir de una reconstrucción a partir de planos focales sucesivos a distintas profundidades. Esta técnica de medición consiste en obtener imágenes tridimensionales a partir de la reconstrucción de imágenes enfocadas de alta calidad a partir de diferentes profundidades de planos focales, eliminando la luz reflejada procedente de otros planos con un filtro focal. Sólo la imagen que se encuentra en el punto focal de la lente pueda proyectarse en el sensor consiguiendo su localización tridimensional al conocer la distancia focal. De esta forma, un haz de rayos láser paralelos se dirige a la superficie a través de un foco, se mide la intensidad de los haces reflejados en la misma trayectoria del haz y se almacenan las posiciones específicas de los puntos. Para escanear todo el objeto, el objetivo se mueve hacia arriba y hacia abajo, proyectando cada vez una parte del objeto sobre el sensor (Figura 3).⁵³

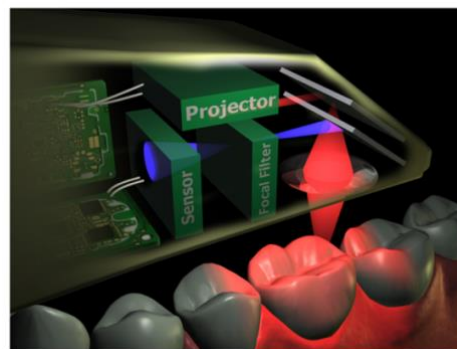


Figura 3. Tecnología de microscopía láser confocal⁵³

Uno de los sistemas que emplea esta tecnología de medición es el escáner intraoral TRIOS (3Shape) o iTero (Align Technology).

- Muestreo activo de frente de onda.

Este principio (*Active Wavefront Sampling (AWS)*) se basa en la utilización de una cámara y un módulo de apertura que se mueve circularmente alrededor del eje óptico. La imagen reflejada se conduce a través de un sistema de lentes y, finalmente, se proyecta en un sensor. Si la imagen está enfocada, la distancia del objeto coincide con la distancia focal de la lente. Si la imagen está desenfocada, la distancia de la lente al objeto puede calcularse a partir del tamaño de la imagen borrosa mediante una sencilla fórmula matemática.⁵³

Un escáner intraoral que utiliza esta tecnología son el True Definition (3M) (Figura 5).

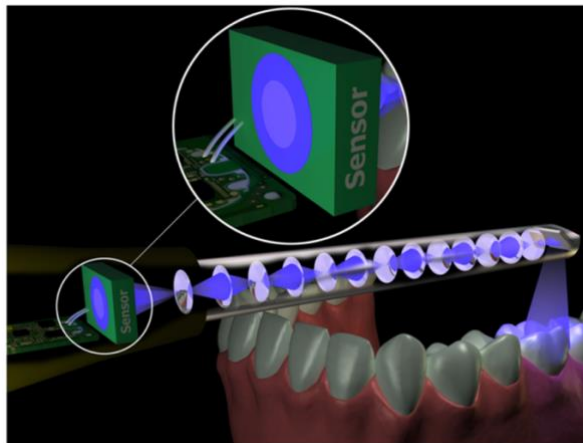


Figura 4. Tecnología muestreo activo de frente de onda.⁵³

3.2.2. Principales sistemas de escáneres intraorales

Los sistemas han mejorado notablemente con el paso de los años. A diferencia de los modelos más antiguos, los equipos actuales permiten capturar imágenes a color, ya no requieren el uso de polvos para obtener registros, y ofrecen formatos de exportación abiertos, lo que facilita su compatibilidad con diferentes programas. También se han vuelto más prácticos: hoy en día existen escáneres intraorales más ligeros, compactos y, en algunos casos, inalámbricos, lo que hace que su uso sea mucho más cómodo. Además, muchos dispositivos ya incorporan funciones adicionales, como análisis automáticos y herramientas adaptadas a distintos tipos de escaneo clínico.⁵⁴

Existen numerosos sistemas de escáneres intraorales actualmente en el mercado (Figura 6), por lo que a continuación se presentarán los más utilizados o utilizados en la presente Tesis Doctoral.



*Figura 5. Ejemplos de algunos escáneres intraorales del mercado.*⁵⁵

- Cerec Primescan (Dentsply Sirona).

Se presentó en el año 2019, como evolución de las generaciones pasadas con el Cerec Omnicam y Cerec Bluecam. Con este dispositivo, se ha desarrollado una nueva tecnología de registro para simplificar el proceso. Al igual que el escáner anterior Cerec Omnicam, no requiere polvo de escaneo como lo necesitaba el Cerec Bluecam. La cámara captura tanto los datos de la superficie 3D como la información de color relacionada con

la superficie. La tecnología patentada de escaneo en profundidad permite el registro de superficies en un rango de profundidad de 20 mm. Está formado por una unidad de carro con pantalla táctil y batería recargable.

Primescan está diseñado para varios flujos de trabajo digitales, con el laboratorio, en clínica dental o en colaboración con socios externos como exocad. La fabricación de restauraciones en consulta se puede implementar en combinación con el software Cerec 5, que emplea inteligencia artificial. Ofrecen la llamada función “biogénica” que permite hacer sugerencias iniciales individuales para las restauraciones a partir de los dientes escaneados, sin necesidad de acceder a bibliotecas de dientes existentes.⁵⁶

En 2023, se lanzó al mercado el Primescan Connect, la versión portátil del escáner, que permite conectarlo a un ordenador portátil con un cable, y no estar integrado en un carro. Recientemente en 2024, se ha introducido el escáner Primescan 2, impulsado por la plataforma DS Core2. Esta nueva actualización, consta de ser inalámbrico y nativo en la nube, por lo que no necesita ningún hardware dedicado, pudiendo usarlo desde cualquier ordenador, portátil, tableta u dispositivo móvil con conexión a internet (Figura 7).



Figura 6. Primescan, Primescan Connect, Primescan 2 (de izquierda a derecha).⁵⁷

- iTero (Align Technology Inc)

El escáner iTero fue introducido en 2010 llamado Cadent iTero. Se basa en el principio de la imagen confocal paralela sin necesidad de polvo, con capacidad para desechar la información desenfocada y control de profundidad de campo. Las versiones de su evolución fueron iTero Element 2, iTero Element Flex, Element 5D, iTero Element 5D Plus Series, y recientemente, el iTero Lumina.

A partir de la versión Element 5D, se incorpora la tecnología de imágenes de infrarrojo cercano (NIR) que permite escanear la estructura interna de un diente en tiempo real y ayuda a detectar lesiones de caries sin utilizar radiación. Además, se incorpora la función iTero Time Lapse, que permite una comparación temporal de las imágenes. (Figura 8).



Figura 7. iTero Element 5D, iTero Lumina Cart, iTero Lumina Mobile (de izquierda a derecha).⁵⁸

- TRIOS (3Shape)

El primer escáner de 3Shape fue lanzado en 2010, llamado TRIOS Standard. A continuación, se desarrolló la versión TRIOS Color en 2013, TRIOS 3 en 2013, TRIOS 4 en 2019, TRIOS 5 en 2022 y recientemente en 2025, TRIOS 6 junto con el software TRIOS Dx Plus que emplea inteligencia artificial para detectar caries, placa bacteriana, desgaste dental y recesión gingival. El escáner Trios 4 se introdujo en versión con cable y otro inalámbrico, quedando en sus siguientes evoluciones, TRIOS 5 y TRIOS 6, en versión inalámbrica, sin cables de conexión entre el escáner y el ordenador.

Este sistema presenta la opción de diseñar restauraciones mediante el software TRIOS Design Studio, que permite diseñar restauraciones de forma guiada y exportar de forma abierta para su fabricación. Permite la medición del color con la función “modo de color real”, una comunicación interactiva en línea a través de 3Shape Communicate, y detección de caries superficiales gracias a la tecnología de fluorescencia integrada, y caries interproximales con el método de transiluminación mediante tecnología NIR (Figura 9).

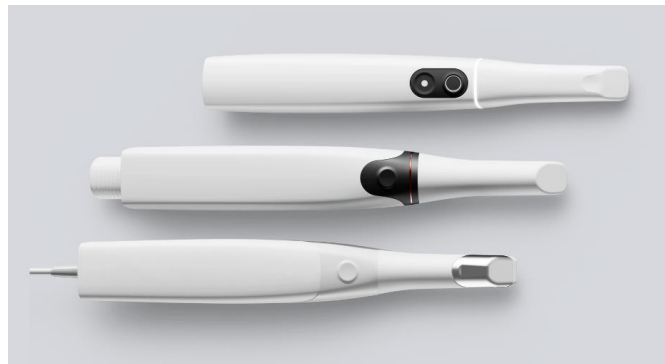


Figura 8. Trios 5, Trios 4, Trios 3 (de arriba abajo).⁵⁹

- Medit (Medit)

Medit revolucionó el sector con su oferta de bajo coste, el escáner i500. Mientras que muchos otros escáneres de bajo coste luchaban por rendir y competir con las otras grandes empresas de escáneres intraorales, Medit prosperó. Este escáner demostró ser muy popular entre los dentistas por su precio asequible y la ausencia de cuotas de suscripción.

El i500 se lanzó en 2018, y la compañía ha ido creciendo notablemente, lanzando 4 escáneres más. En 2021, se desarrolló el i700 y en 2022 su versión inalámbrica, i700 wireless. Este escáner presentó una mejora significativa en cuanto a su predecesor. Como opción más asequible de la gama se encuentra el i600, y recientemente, en 2024 se ha presentado la nueva evolución del escáner de Medit, el i900. Emplea la tecnología de vídeo 3D en movimiento (Figura 10).



⁹Figura 9. Escáner Medit i900, i700 Wireless, i700 wired, i600 (de izquierda a derecha).⁶⁰

- CS (Carestream Dental) / DEXIS IS (DEXIS)

El primer fue desarrollado en 2013, el CS 3500, presentando la opción de un flujo digital completo en clínica con una fresadora de la misma marca, CS Solutions o sistemas independientes. En 2016, se presentó el escáner CS 3600 que empleaba la tecnología de triangulación óptica con proyección de franjas de luz y True Color para un escaneado con registro de color. En 2019, se presentó la evolución, el CS 3700 y en 2021, se lanzó el escáner CS 3800, inalámbrico.

Más tarde, en 2022, Carestream Dental vendió su tecnología de escaneo a la compañía DEXIS, pasando a cambiarles el nombre de CS a DEXIS IS, teniendo una versión con cable e inalámbrica (Figura 11).



Figura 10. Escáner DEXIS IS 3600, 3700, 3800.⁶¹

3.2.3. Flujo de trabajo con escáneres intraorales

El procedimiento de uso de los escáneres intraorales (IOSs) es parecido entre diferentes sistemas, aunque cada uno presenta sus particularidades específicas. El primer paso, es completar la información del caso relativa a su identificación y al trabajo a realizar, indicando a través de un formulario, la localización y el tipo de restauración requerida. Algunos IOSs recomiendan realizar una calibración previa al escaneado, siendo programada cada cierto tiempo de forma automática.⁴⁶

Para poder realizar un correcto escaneado, se ha de seguir una estrategia o patrón de escaneado. Por lo general, se recomienda comenzar el registro por las superficies oclusales para crear referencias anatómicas accesibles. La distancia de la cámara a las superficies a escanear depende de la profundidad de campo del sistema empleado y de la tecnología que empleen.⁴⁵

Según la situación clínica, se suele describir por parte del fabricante una secuencia de escaneado recomendada que resulta óptima para el registro, basada en estudios internos y características del sistema.⁴⁵ Una de las ventajas que presentan el flujo de trabajo con escáneres intraorales, es el poder realizar una validación en tiempo real del registro con opción de corrección con eliminación de áreas y reescaneo.⁶²

En situaciones de escaneos de preparaciones dentales, se recomienda la colocación previa de hilo retractor, y en casos de implantes es necesario atornillar unos aditamentos específicos sobre los mismos.⁶² Estos aditamentos permiten capturar la posición virtual correcta de los implantes y se llaman cuerpo de escaneo o scan body. Pueden colocarse directamente sobre el implante o un pilar transepitelial. Los scan bodies están codificados para que mediante el software de diseño se asocie con la información de la biblioteca del implante. Cada scan body tiene su librería correspondiente de aditamentos protésicos para poder realizar el paso de colocación de análogos virtuales de

los implantes con la posición y angulación específica que se ha registrado con el scan body. Esto permite el diseño y la producción virtual de los componentes protésicos.⁶³

Los scan bodies pueden tener diferentes geometrías, pero por lo general, son de geometría cilíndrica y presentan una superficie o cara plana o varias para facilitar la etapa CAD.⁶⁴ Se pueden clasificar en función de su altura, geometría, material (polieteretercetona (PEEK), titanio (Ti) o PEEK-Ti) y sistema de retención (atornillado, snap-on o imán).

Una revisión sistemática reciente⁶⁵ afirma que existen pocos estudios que analicen la influencia del diseño del scan body sobre la exactitud de escaneado de implantes, y la evaluación de los hallazgos de los estudios existentes no proporcionan conclusiones concretas sobre el diseño óptimo, si existe una relación entre la tecnología del escáner intraoral y el diseño específico del scan body o la condición clínica para maximizar la exactitud del escaneo intraoral.

Cabe mencionar un estudio reciente⁶⁶ donde encuentran una interacción el material del scan body y el sistema de escáner intraoral en la exactitud de registros de arcada completa con implantes. Dichos autores⁶⁶ informan que excepto para Primescan, todos los sistemas IOS evaluados (Trios 4, Virtuo Vivo, Medit i700, iTero 5D, y Primescan) mostraron diferencias significativas entre los materiales de Titanio medico recubierto con plasma y PEEK. Primescan demostró la mayor exactitud con ambos materiales, mientras que Trios 4 tuvo la menor exactitud para los scan bodies de PEEK, y Virtuo Vivo mostró la menor exactitud para los scan bodies de titanio médico recubiertos con plasma.⁶⁷

Como recomendación en la utilización de scan bodies, se indica realizar previamente a su digitalización, radiografía para confirmar la correcta colocación del mismo en la conexión del implante.⁶⁸

- Técnicas de escaneo de arcadas completas con implantes

Existen cinco técnicas principales basadas en el procedimiento realizado para registrar la posición tridimensional de los implantes. Cada técnica tiene un flujo de trabajo digital diferente y puede influir en la elección del método de escaneo según las necesidades del paciente y la exactitud requerida.⁶⁹

- Técnica sin ferulización o directa.

Consiste en realizar el escaneo directo con scan bodies. Esta técnica es sensible a la falta de referencias anatómicas y al tejido móvil en las áreas edéntulas, pero permite realizar el escaneo definitivo en una sola cita. Los estudios muestran variabilidad en la exactitud de los escaneados, con un margen de error que varía entre 41 y 303 μm en veracidad y entre 25 y 181 μm en precisión^{65,69-77} (Figura 12).

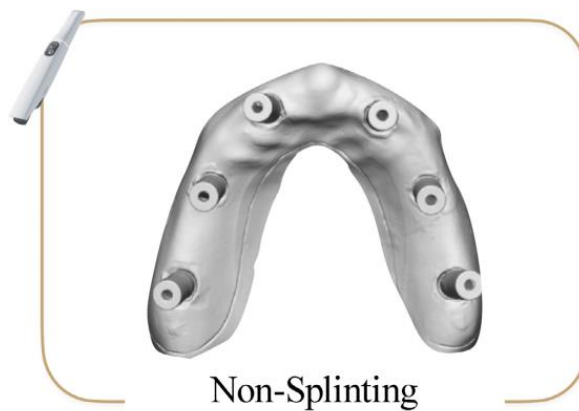


Figura 11. Técnica de escaneo de arcada completa sin ferulización.⁶⁹

- Técnica de ferulización no calibrada

Los scan bodies se conectan entre sí para maximizar la exactitud del escaneo, capacidad de escaneo y el tiempo de escaneo. Estas técnicas no implican la medición de los dispositivos después de su fabricación o ensamblaje para corregir distorsiones del escaneo y calcular la posición del implante. Se han descrito varios dispositivos de ferulización no calibrados en la literatura, como hilo dental, alambre de ortodoncia, resina

termoplástica o resina compuesta polimerizada por luz, prótesis provisionales soportadas por implantes, placas o barras de PMMA con forma de arco, dispositivos impresos con forma de arco y dientes entre los ISBs, dispositivos impresos con formas geométricas, o ISBs con un brazo de extensión para conectarse con el ISB adyacente (llamados cuerpos de escaneo horizontales). Algunos métodos requieren un escaneado previo del paciente para la fabricación de estos dispositivos personalizados con los que realizar el registro definitivo. Los estudios muestran una variabilidad en la exactitud, con una veracidad media entre 49 y 240 μm y una precisión media entre 45 y 176 μm ^{74,75,78-80} (Figura 13)



Figura 12. Técnica de escaneado de arcada completa con ferulización no calibrada.⁶⁹

- Scan bodies calibrados

Se trata de utilizar unos scan bodies que han sido calibrados (Nexus IOSs; Keystone) previamente con una máquina de coordenadas y gracias a que están codificados, se permite corregir la distorsión del escaneo generada por el escáner intraoral. Existen diferentes alturas (3 y 5 mm) y longitudes (corta, media y larga), con el fin de facilitar el posicionamiento en la boca del paciente, reduciendo el espacio entre los implantes que se escanean. El protocolo requiere dos escaneos consecutivos, uno comenzando en el lado derecho y otro en el lado izquierdo del arco que se escanea. Como

ventaja, este método permite registrar el escaneo definitivo del implante en una sola cita, sin necesidad de fabricar un dispositivo personalizado⁸¹ (Figura 14).

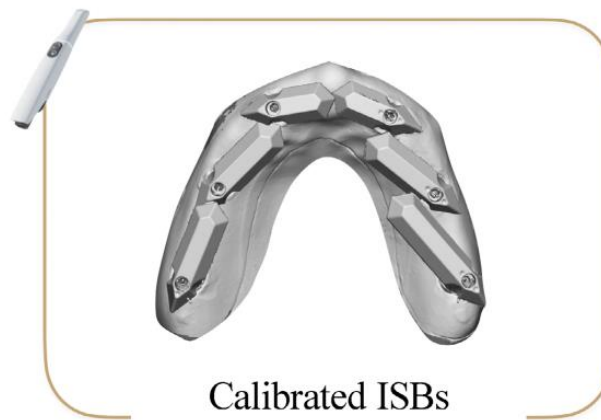


Figura 13. Técnica de escaneo de arcada completa con scan bodies calibrados.⁶⁹

- Estructura calibrada

Se utiliza una estructura o armazón calibrado (IOSRing; IOSFix) para capturar el modelo virtual definitivo del implante con un escáner intraoral. Esta técnica implica un marco de férula metálica fabricado específicamente para cada paciente, por lo que se requiere un escaneo previo del paciente para diseñar y fabricar el dispositivo. El marco incluye marcadores en forma de cono truncado alrededor de cada implante, los cuales se miden con una máquina de medición por coordenadas (CMM) para determinar la posición y angulación de los implantes⁸² (Figura 15).

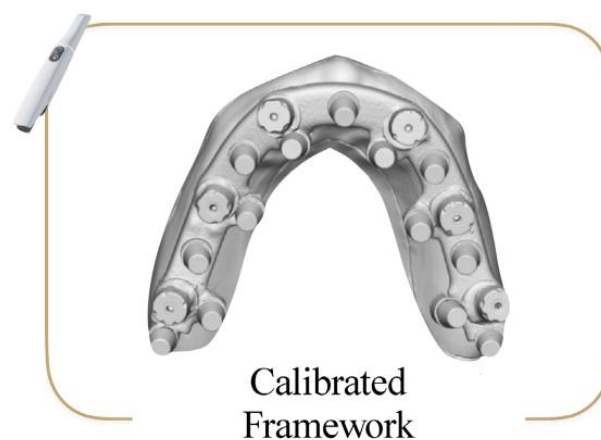


Figura 14. Técnica de escaneo de arcada completa con estructura calibrada.⁶⁹

- Técnica de impresión inversa

Esta técnica consiste en digitalizar extraoralmente la posición de los implantes a través de una restauración provisional implantosoportada usando análogos escaneables, en lugar de realizar un escaneado intraoral. Además de capturar las posiciones de los implantes, también se produce la digitalización de la prótesis al mismo tiempo⁸³ (Figura 16).

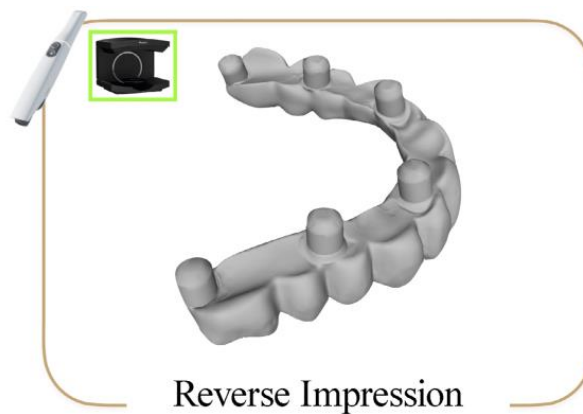


Figura 15. Técnica de escaneado de arcada completa de impresión inversa.⁶⁹

3.2.4. Indicaciones de los escáneres intraorales

La evolución de tecnología CAD/CAM ha permitido implementar en la práctica clínica odontológica diversos procedimientos digitales como la planificación digital de implantes⁸⁴, la toma de impresiones digitales,⁸⁵ y la fabricación de restauraciones dentales.⁸⁶ La investigación y desarrollo de los sistemas permiten mayor eficiencia clínica de los registros en cuanto a fiabilidad. Sin embargo, existen determinadas situaciones que se consideran complejas para realizar impresión digital con escáneres intraorales.

Los escáneres intraorales se consideran predecibles y fiables para la realización de prótesis fija sobre dientes unitaria y de tramo corto.^{87,88} Tanto la producción directa en la clínica como indirecta en el laboratorio dental han demostrado ofrecer un ajuste marginal e interno aceptable, comparable o superior a veces con el método convencional.

Es por ello que los escáneres intraorales son una alternativa válida y eficaz frente al método clásico con materiales elastoméricos en este tipo de procedimientos.^{89,90}

Las restauraciones protésicas sobre implantes se han consolidado como una opción de tratamiento ampliamente aceptada para la rehabilitación funcional y estética de pacientes parcial o completamente edéntulos^{91,92} En este contexto, el uso de escáneres intraorales para realizar impresiones digitales de implantes ha experimentado un aumento significativo en los últimos años.^{49,93} La fiabilidad de las impresiones sobre implantes se considera un requisito indispensable para poder lograr un ajuste protésico correcto y éxito mecánico y biológico futuro.⁹⁴ Los escaneados intraorales en situaciones de múltiples implantes para rehabilitaciones completas o con extensos espacios edéntulos se considera una de las situaciones clínicas más complejas.^{63,95}

A diferencia con las restauraciones sobre dientes, las restauraciones sobre implantes no presentan capacidad de compensación de inexactitudes, ya que los implantes tienen una movilidad inherente 10 veces menor que los dientes.⁹⁶ Los dientes naturales ofrecen un movimiento de 100 a 150 μm dentro del ligamento periodontal, y las prótesis implantosoportadas cementadas requieren un espacio de 25 a 50 μm para el cemento, pudiendo reducir las tensiones resultantes de las prótesis menos precisas. Sin embargo, las prótesis sobre implantes atornilladas no se benefician del espacio para el cemento ni de la movilidad. Además, los componentes del implante y los tejidos periimplantarios están sometidos a mayores niveles de tensión estática.⁹⁷

En lo referente a lo publicado en cuanto a exactitud de las impresiones sobre implantes usando escáneres intraorales, cabe destacar una revisión sistemática y metaanálisis reciente de Ma et al.⁷¹ Analizaron diez estudios in vivo y reportaron una variabilidad en los resultados de exactitud, con desviaciones que oscilaban entre 27.43 μm y 360 μm en arcadas parcialmente desdentadas. Esta variabilidad se atribuye a

factores como las diferentes técnicas de evaluación, la distribución de los implantes, los dispositivos IOS utilizados, la experiencia del operador y las estrategias de escaneo empleadas. En el caso de los arcos completos, la exactitud de los IOS se mantuvo dentro de límites aceptables, con un ensayo clínico aleatorizado que mostró una mayor eficiencia en el uso de IOS, ya que requería menos tiempo que los métodos convencionales y presentaba una tasa de supervivencia protésica del 100%.⁹⁸ También informaron que el uso de dispositivos auxiliares, como la ferulización de los scan bodies mejoró la exactitud en el escaneo de arcos completos, sin embargo, se encuentran resultados similares entre el efecto de la ferulización de scan bodies y la incorporación de marcas artificiales.⁹⁹

Se requiere más investigación sobre la influencia de las estrategias de escaneo, como la técnica de escaneo por cosido que mostró ser más precisa que el escaneo continuo.¹⁰⁰ Además, los estudios identifican factores como la angulación entre los implantes y el tipo de IOS como variables significativas que afectan la exactitud.⁷¹ Se demuestra de forma significativa que el paralelismo entre implantes mejora la exactitud de los escaneados en comparación con implantes con una angulación de hasta 30 grados.¹⁰¹

3.2.5. Factores de influencia en rendimiento de escáneres intraorales

La exactitud es el factor más importante al analizar la calidad de un registro tomado con escáner intraoral. Se define según la norma ISO 5725-1:1994¹⁰² como la combinación de dos términos, veracidad y precisión. La veracidad se refiere al grado en que los datos difieren de los valores reales del objeto medido, y la precisión se describe como el grado de similitud en mediciones repetidas, sin tener en cuenta si estos datos coinciden con los valores reales. De esta forma, un escáner con alta veracidad indica que proporciona un resultado cercano o igual a las dimensiones reales del objeto escaneado,

y un escáner con mayor precisión se correlaciona con un escaneado más repetible y consistente ¹⁰² (Figura 17).

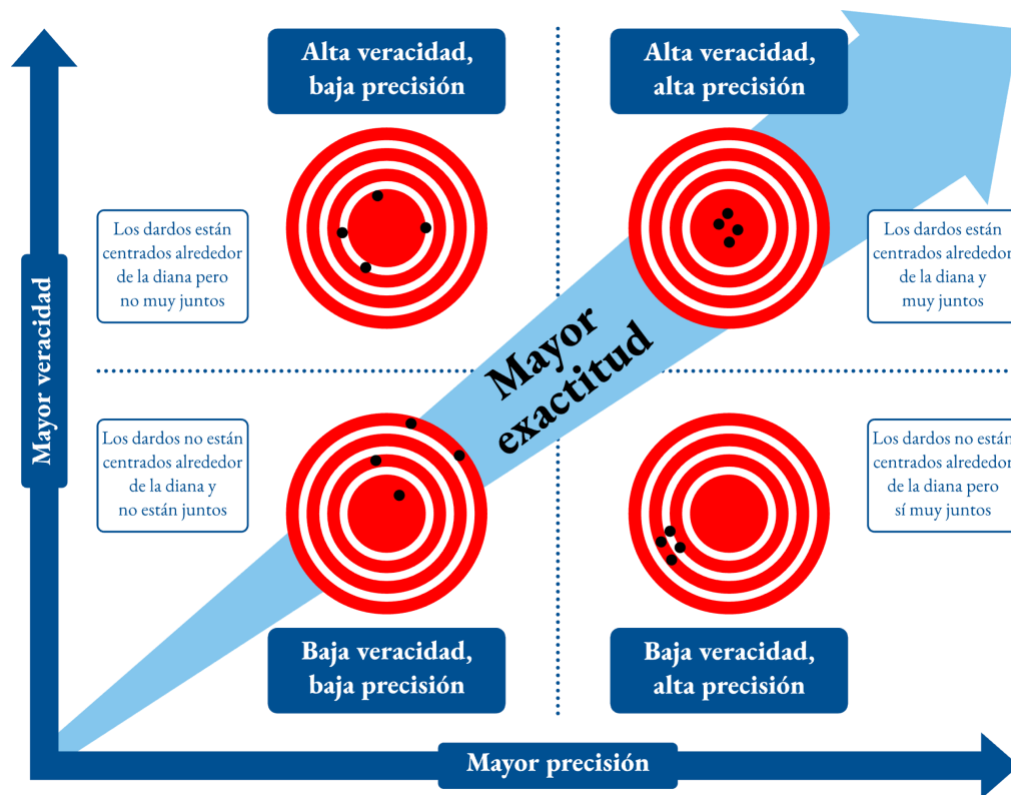


Figura 16. Representación gráfica de conceptos de exactitud, veracidad y precisión.¹⁰³

En la literatura científica odontológica se han identificado múltiples factores que pueden disminuir la exactitud de los escáneres intraorales.^{104–106} Comprender y reconocer estos factores influyentes aumentará la previsibilidad y fiabilidad de los tratamientos dentales realizados mediante flujos de trabajo digitales. Se pueden clasificar en factores relacionados con el operador o con el paciente. Aunque las condiciones intraorales del paciente no pueden ser alteradas por el clínico, el análisis sistemático de las características intraorales del paciente y consideración de factores que pueden influir en la exactitud del escaneado intraoral mejorarían la predictibilidad y fiabilidad del procedimiento digital.

- Factores relacionados con el paciente

Los factores del paciente se definen como las condiciones intraorales del paciente que influyen en la exactitud de los escaneados. Estos factores del paciente incluyen el

tipo de diente, la presencia de espacios interdentes, las variaciones de anchura de la arcada, las características del paladar, la humedad, las restauraciones existentes, las características de la superficie que se está digitalizando y las zonas edéntulas.¹⁰⁵

En situaciones con implantes, deben comprenderse y tenerse en cuenta factores de la arcada que se escanea (maxilar o mandíbula), la posición del implante en la arcada dental, la distancia interimplante, la profundidad y angulación del implante, y el espacio interdental entre el IOS y los dientes adyacentes.^{99,104,107}

Se ha informado que una angulación del implante de hasta 30 grados no afecta significativamente la exactitud del escaneado intraoral de la arcada completa.¹⁰⁸⁻¹¹² Sin embargo, de manera controvertida se encuentran estudios donde se observan menores discrepancias en los implantes no eran paralelos, con divergencia de hasta 30 grados.^{113,114}

- Factores relacionados con el operador

Los factores relacionados con el operador incluyen la habilidad y las decisiones del clínico que pueden afectar a la exactitud del escaneado.^{104,106} Se describen las siguientes:

- Tecnología del escáner intraoral
- Tamaño del cabezal de escaneado
- Calibración
- Distancia de escaneado
- Condiciones ambientales de temperatura, humedad e iluminación
- Experiencia del operador
- Patrón de escaneado

Las variables relacionadas con el operador más relevantes son las condiciones de iluminación ambiental, el patrón de escaneado y el scan body, en caso de impresiones digitales de implantes.¹⁰⁴

La primera decisión del profesional de la odontología es seleccionar un *sistema de escáner intraoral*. Existen múltiples tecnologías de escaneado y sistemas IOS disponibles en el mercado. Cada sistema IOS tiene unas limitaciones determinadas por las características de hardware y software del dispositivo seleccionado.³⁸

Entre los distintos IOS disponibles en el mercado se pueden encontrar diferentes *tamaños de cabezal* de escaneado. Los tamaños de cabezal más pequeños resultan prácticos cuando se adquieren exploraciones digitales intraorales con restricciones de accesibilidad, como en el caso de pacientes con una apertura bucal limitada. Sin embargo, muy pocos sistemas IOS ofrecen diferentes tamaños de punta de escaneado para el mismo dispositivo.

Todos los IOS requieren de *calibración* periódica excepto los escáneres iTero Element de Align Technologies y Trios 5 de 3Shape A/S, que llevan integrado un sistema de autocalibración. Además, cada fabricante de IOS proporciona un dispositivo y un protocolo de calibración específicos.

La *distancia de escaneado* es la distancia entre la superficie que se escanea y la punta de escaneado intraoral, mientras que la profundidad de escaneado puede definirse como la profundidad focal a la que el escáner puede capturar datos fiables. Estudios recientes han informado de discrepancias en la precisión del escaneado cuando se modifica la distancia de escaneado.

La literatura odontológica ha identificado recientemente los cambios de *temperatura ambiente* como una variable que puede influir en la exactitud del escaneado

intraoral.¹¹⁵⁻¹¹⁹ La exposición de un escáner intraoral a los cambios de temperatura ambiente puede producirse fácilmente en una consulta dental, universidad o institución odontológica entre las horas laborables y no laborables o incluso durante el mismo día. Estos cambios de temperatura ambiente descalibran el escáner intraoral y, por consiguiente, reducen su exactitud de escaneado. El aumento de la temperatura ambiente tiene una mayor influencia en la exactitud de escaneado intraoral en comparación con la disminución de la temperatura ambiente.¹²⁰

La *humedad ambiental* también se ha identificado como un factor que puede disminuir la exactitud del escaneado intraoral. Aunque algunos autores no encontraron diferencias significativas entre las condiciones intraorales simuladas probadas,¹²¹ otros observan que las condiciones secas dieron como resultado una veracidad y precisión de escaneo ligeramente mayores y un tiempo de escaneo más corto en comparación con las condiciones de humedad.¹⁰⁷

La condición de *iluminación ambiental* de iluminancia o intensidad de la luz ambiental tiene un impacto significativo en la exactitud de los escáneres intraorales. Debido a que estos dispositivos se basan en métodos de imagen óptica de luz, un factor de influencia de potencial interés es la luz ambiental, viéndose que puede influir la iluminancia en la exactitud^{67,122-124}, tiempo de escaneo¹²³ y calidad de la malla^{125,126}. La iluminancia se define como la cantidad o intensidad de flujo luminoso que incide sobre una superficie por unidad de área, siendo la unidad de medida en el Sistema Internacional el lux (lx), que equivale a un lumen/m².

Estudios previos, tanto in vitro como clínicos, han analizado cómo las condiciones de iluminación afectan la exactitud de los IOSs en pacientes completamente dentados.^{122-124,127,128} Estos estudios indican que la iluminación óptima varía según el IOS utilizado. A medida que aumenta la intensidad de la luz, la veracidad del escaneo puede disminuir,

con desviaciones que van de 20 a 250 μm , y la precisión puede verse reducida con desviaciones de 10 a 110 μm .

La *experiencia* previa del operador en la adquisición de escaneados intraorales se ha identificado como un factor que puede influir en la precisión del escaneado de los IOS; cuanto mayor es la experiencia del operador, mayor es la precisión del escaneado intraoral.¹²⁹⁻¹³² Sin embargo, esta relación parece ser mayor cuando se utilizan IOS de generaciones anteriores.¹³¹ Además, la experiencia del operador reduce el tiempo de escaneado, lo que mejora la eficacia del procedimiento digital.¹²⁹

El *patrón de escaneado* o la secuencia de digitalización realizados al adquirir un escaneado intraoral influye significativamente en la exactitud de escaneado de los IOS, encontrándose estudios con resultados contradictorios en escaneados de media arcada y arcada completa. En general, se recomienda seguir el patrón de escaneado recomendado por el fabricante del IOS seleccionado.^{115-119,133-141}

La *extensión o longitud del escaneado* intraoral puede influir en la exactitud de los IOSs. Se ha informado de una mayor exactitud en los escaneados de media arcada en comparación con los escaneados de arcada completa,^{142,143} lo que puede justificar la realización de escaneados más cortos en situaciones de prótesis fijas unitarias o de tramo corto sobre dientes e implantes cuando el paciente no tiene más de un diente faltante en el área del arco dental incluido en el escaneo. Para las demás condiciones clínicas, se recomiendan los escaneos intraorales de arco completo.¹⁰¹

Los procedimientos de *recorte y reescaneado* se han identificado como factores que pueden disminuir la exactitud de los escaneados intraorales.¹⁴⁴⁻¹⁴⁷ Además, cuanto mayor es el número y diámetro de agujeros de malla reescaneados, menor es la exactitud del registro. Por ello, para maximizar la exactitud, se recomienda obtener el escaneado sin dejar zonas de falta de información para evitar el reescaneado.¹⁴⁸

Los scan bodies también son un factor de influencia en la exactitud de los escaneados, encontrándose en el mercado de diferente material y diseño. Aunque los estudios in vitro no permiten una recomendación única para todos los sistemas de escáneres intraorales, se observa que los scan bodies metálicos ofrecen menos desplazamientos que los de PEEK, especialmente debido a la esterilización o el par de apriete.¹⁴⁹⁻¹⁵¹ Por otro lado, el uso repetido de los scan bodies, particularmente los de PEEK, puede generar distorsiones que afectan la exactitud de los escaneados. Aunque el impacto de hasta 10 reutilizaciones es limitado, más allá de este número, la distorsión aumenta, especialmente en implantes angulados.^{152,153}

La orientación de la cara plana o bisel de la geometría de los scan bodies se ha visto que influye en la exactitud, al igual que la angulación y posición del implante.¹⁵⁴ La orientación lingual parece obtener valores de exactitud significativamente mejores. La posición paralela del análogo del implante obtuvo una mejor exactitud que las posiciones anguladas. Además, el implante posicionado en el arco dental donde se terminó el escaneo digital intraoral obtuvo una distorsión significativamente mayor que el implante contralateral.¹⁵⁴

4. AJUSTE DE RESTAURACIONES CON FLUJO DE TRABAJO DIGITAL

En las restauraciones dentales, el éxito del tratamiento depende principalmente de tres aspectos clave: la precisión del ajuste marginal, la apariencia estética y la resistencia a la fractura.¹⁵⁵⁻¹⁵⁸ El ajuste marginal en prótesis fija se refiere a la precisión con la que una restauración se adapta a la línea de terminación del diente preparado. Aunque no existe un consenso unánime respaldado por evidencia científica que establezca un límite exacto de desajuste aceptable, muchos profesionales continúan guiándose por el criterio de una discrepancia marginal máxima de 120 μm .

McLean y von Fraunhofer establecieron en 1971 un parámetro basado en el análisis de más de 1000 coronas, concluyendo que un desajuste marginal de hasta 120 μm podía considerarse clínicamente aceptable.¹⁵⁹ En el caso de las restauraciones fabricadas mediante tecnología CAD/CAM, generalmente se consideran adecuados márgenes de entre 50 y 100 μm .¹⁶⁰ No obstante, diversos estudios han reportado rangos más amplios, con valores que oscilan entre 17 y 118 μm ,¹⁶¹ e incluso entre 19 y 161 μm ,¹⁶² lo que evidencia la falta de un consenso definitivo sobre cuál debería ser el límite clínicamente aceptable del desajuste marginal.

En prótesis sobre implantes, el concepto para evaluar la exactitud de la restauración se denomina ajuste pasivo.¹⁵³ El ajuste pasivo de una estructura implantosoportada puede describirse como el estado de contacto simultáneo e igual en la interfaz implante-estructura, que da lugar a la ausencia de tensión tras el apriete de los tornillos.⁹⁵ La ausencia de un ajuste pasivo adecuado puede provocar diversas complicaciones, tanto mecánicas como biológicas. Entre las primeras se incluyen el aflojamiento de los tornillos y la fractura de los componentes protésicos, mientras que, en el plano biológico, pueden presentarse dolor, acumulación de placa bacteriana, pérdida ósea marginal, mucositis periimplantaria, periimplantitis e incluso la pérdida de la osteointegración.¹⁶³

Si bien existen múltiples factores que influyen en el resultado final, las impresiones sobre implantes desempeñan un rol crucial en la obtención de un ajuste pasivo en las restauraciones implantosoportadas.¹⁶⁴ Alcanzar un ajuste pasivo ideal se considera esencial para asegurar una correcta unión entre las estructuras protésicas y los implantes o sus pilares correspondientes.¹⁶⁵ Se ha descrito que la presencia de un desajuste elevado de la prótesis aumenta la acumulación de tensión en los componentes subyacentes del implante y en la interfase implante-hueso.¹⁶⁶⁻¹⁶⁸ Sin embargo, todavía no

se ha podido confirmar una relación causal del fracaso del implante por consecuencia directa del desajuste de la estructura protésica.¹⁶⁹

En la práctica clínica, lograr una restauración completamente pasiva resulta complicado, dado que siempre habrá cierto grado de distorsión o imprecisión en las distintas etapas de diseño y fabricación. A lo largo del tiempo, los límites máximos aceptables de desajuste o discrepancia han variado según los diferentes autores. Brånemark¹⁷⁰ fue el primero en sugerir que los valores de desajuste aceptables no debían ser superiores a 10 μm , Klinberg y Murray¹⁷⁰ afirmaron que era tolerable una separación marginal de hasta 30 μm , y Jemt¹⁷¹ declaró que un desajuste de 150 μm era clínicamente admisible. El análisis por elementos finitos de Bacchi et al.¹⁷² demostró que las estructuras más rígidas (óxido de circonio y aleación de cobalto-cromo) con un desajuste de entre 10 y 50 μm reducían las tensiones en los tornillos de retención. Se observó que la rigidez de la estructura no afectaba a la tensión dentro del tornillo si el desajuste era de 100 μm . A pesar de lo observado, aún no se ha definido un consenso claro sobre cuál es el nivel de desajuste clínico considerado aceptable.^{95,97,173-177}

No obstante, se recomienda el mejor grado de ajuste posible, para minimizar las complicaciones. Sin embargo, en relación con el ajuste de la estructura, existen dos limitaciones críticas: no existe una definición clínicamente probada de lo que constituye un ajuste aceptable de la estructura del implante, y los métodos clínicos disponibles para evaluar el ajuste de la estructura del implante son imprecisos y adecuados únicamente para detectar discrepancias de ajuste importantes.^{175,178}

5. EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD DE ESCANEADOS INTRAORALES

Existen diferentes métodos de evaluación de la exactitud de los escáneres intraorales. Uno de los procedimientos más habituales para medir la discrepancia entre

modelos digitales consiste en la superposición tridimensional, realizada después de alinear los modelos mediante programas de ingeniería inversa o metrología, utilizando algoritmos iterativos de ajuste óptimo (“best-fit”) y de punto más cercano (ICP). Los programas informáticos de análisis permiten reportar las discrepancias calculadas a través de informes y mapas de colores.^{42,179–181}

Otro método de evaluación descrito es el cálculo de desviaciones lineales en vez de tridimensionales. Este método se utiliza en casos con implantes y consiste en cuantificar las distancias entre las zonas de interés utilizando la fórmula de la distancia euclidiana, comparándolas luego con mediciones repetidas o con las distancias lineales del modelo de referencia. El cálculo se basa en aplicar la fórmula de la distancia euclidiana entre dos puntos respecto a un plano. En un espacio cartesiano tridimensional, donde cada punto se define mediante tres coordenadas, la distancia entre los puntos A (x_1, y_1, z_1) y B (x_2, y_2, z_2) se determina usando la siguiente fórmula:

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Independientemente del método utilizado para el análisis comparativo, la forma más fiable y exacta para obtener una referencia del modelo, es empleando una máquina de medición de coordenadas, considerada el gold standard por ser el método con menor error de medición. La norma ISO 10360-2:2018¹⁸² establece los límites de tolerancia que deben respetar las máquinas de medición por coordenadas, definiendo los errores máximos permitidos en función de la distancia recorrida. Generalmente, estas máquinas tienen tolerancias máximas inferiores a 5 μm . Por ello, las mediciones obtenidas con estos dispositivos suelen considerarse como el estándar de máxima exactitud disponible.

JUSTIFICACIÓN

JUSTIFICACIÓN

Los escáneres intraorales están en constante mejora y desarrollo, sin embargo, aún se desconocen algunos aspectos que pueden afectar a la fiabilidad de los diferentes modelos disponibles.

En prótesis sobre implantes, las impresiones digitales intraorales ofrecen un nivel de exactitud adecuado para conseguir un buen ajuste pasivo en situaciones de restauraciones unitarias y parciales en tramos cortos. Sin embargo, los grandes tramos edéntulos, cuyo máximo exponente son las rehabilitaciones totales con implantes, la consecución de unos registros fiables supone un desafío por circunstancias como la falta de referencias anatómicas o la gran distancia entre implante e implante.

Por otro lado, existen factores que se han visto que influyen en los registros de los escáneres intraorales y que son modificables. Entre estos, se encuentran los factores ambientales lumínicos. Como se ha mencionado anteriormente, la luz ambiental desempeña un papel importante en la fiabilidad de los registros de los escáneres intraorales, sin embargo, dichos estudios previos se no se han evaluado en situaciones edéntulas con implantes, siendo éstas consideradas las más complejas.

Debida a la escasa evidencia científica, se ve necesario llevar a cabo la presente investigación para conocer cómo influye las condiciones ambientales lumínicas en las impresiones digitales sobre implantes realizadas con escáneres intraorales.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

1. Analizar la influencia de la condición ambiental lumínica de iluminancia en la exactitud de registros de arcadas completas con implantes de diferentes escáneres intraorales.
2. Estudiar la variación del tiempo de escaneado de escáneres intraorales según el nivel de iluminancia ambiental en situaciones de arcadas edéntulas con implantes.
3. Evaluar el efecto de la temperatura de color de la iluminación ambiental en la exactitud de impresiones digitales para rehabilitaciones completas sobre implantes con distintos escáneres intraorales.
4. Determinar cómo afecta el color de luz ambiental en los escaneados intraorales de arcadas completas con implantes realizados por diferentes dispositivos.

*HIPÓTESIS DE
TRABAJO*

HIPÓTESIS DE TRABAJO

En base a los objetivos descritos, las hipótesis nulas (H_0) a contrastar son las siguientes:

- **H₀₁**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud y tiempo de escaneado entre los registros realizados con cada escáner intraoral bajo diferentes condiciones ambientales de iluminancia.
- **H₀₂**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud y tiempo de escaneado de los registros realizados entre diferentes escáneres intraorales bajo mismas condiciones ambientales de iluminancia.
- **H₀₃**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud entre los registros realizados con cada escáner intraoral a diferentes temperaturas de color e iluminancia ambiental.
- **H₀₄**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud de los registros realizados entre bajo mismas condiciones de temperatura de color e iluminancia ambiental.
- **H₀₅**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud entre los registros realizados con cada escáner intraoral bajo diferentes colores de luz ambiental.
- **H₀₆**: no existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud de los registros realizados con diferentes escáneres intraorales bajo mismas condiciones de color de luz ambiental.

MATERIAL

Y MÉTODO

MATERIAL Y MÉTODO

El estudio de investigación llevado a cabo tiene un diseño de estudio experimental in vitro.

1. RECOGIDA DE DATOS

1.1. Preparación de modelos

Se emplearon dos modelos de estudio, de resina edéntulos, uno mandibular (L-005CS y; Bone Models), y otro maxilar (U-007A; Bone Models) sobre los que se colocaron implantes dentales de conexión interna (JDEvolution Plus+; J Dental Care y Ocean IC; Avinent)

1.1.3. Modelo mandibular

En el modelo mandibular, se colocaron cuatro implantes (JDEvolution Plus+; J Dental Care) en posiciones de segundos premolares (3.5 y 4.5) e incisivos laterales (3.2 y 4.2) para simular una condición de rehabilitación implantosoportada sobre cuatro implantes.

Una vez colocados los implantes en el modelo mandibular, se fabricó una encía artificial mediante una huella de silicona de laboratorio (Zetalabor; Zhermack) para inyectar la silicona de encía de modelo (Gi-Mask Automix; Coltène). Posteriormente, se midió la profundidad de encía alrededor de los implantes para colocar en cada uno, pilares transepiteliales para restauraciones múltiples atornilladas (Multiunit abutment; Dental Smart Solutions) apretados al torque recomendado por el fabricante. Sobre estos se atornillaron scan bodies de titanio (scan body 52.007; Dental Smart Solutions,) para los implantes del modelo mandibular (Figura 18).



Figura 17. Modelo mandibular.

1.1.4. Modelo maxilar

En el modelo maxilar se colocaron seis implantes (Ocean IC; Avinent) en posiciones de primeros molares (1.6 y 2.6), primeros premolares (1.4 y 2.4) e incisivos laterales (1.2 y 2.2) para simular otra condición de rehabilitación implantosoportada.

Este modelo a diferencia del modelo mandibular ya presentaba de fabricación una encía artificial de silicona. Para simular la impresión digital de una situación clínica de rehabilitación implantosoportada se colocaron sobre cada uno de los implantes, pilares transeptiliales para restauraciones múltiples (Avinent) y scan bodies de peek-titanio (scan body 2800; Avinent) (Figura 19).

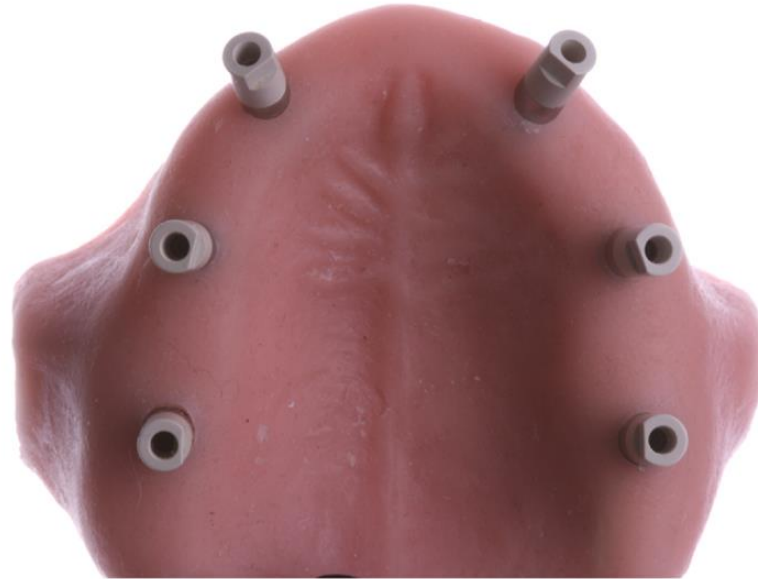


Figura 18. Modelo maxilar.

1.2. Escaneado de modelos de estudio

Se llevó a cabo una digitalización del modelo mandibular y el maxilar con un escáner de laboratorio (DS30 Hybrid; Renishaw y DW-7-140, 7 Series; Dental Wings, respectivamente) para obtener una referencia con la que poder realizar posteriormente la evaluación de exactitud de los escáneres intraorales.

Los escáneres intraorales que se usarán en dicha investigación fueron ocho (Trios 4, Trios 3, i700, i500, CS 3700, CS 3600, Primescan, Element 5D) (Figura 20).

Todas las impresiones digitales intraorales se realizaron por un único operador con experiencia previa en el uso de estos dispositivos. Antes de empezar con los registros se calibraron los escáneres, y para evitar la fatiga del operador se hicieron periodos de descansos de 5 minutos cada 15 minutos de trabajo.

Escáner intraoral	Fabricante	Versión de software
Trios 3	3 Shape, Dinamarca	20.1.3
Trios 4	3 Shape, Dinamarca	21.2.2
Primescan	Dentsply Sirona, EEUU	5.1.3
Element 5D	Align Technology, Suiza	2.7.0.990
i700	Medit, Corea de Sur	1.6.1/1.9.1
i500	Medit, Corea del Sur	1.5.5
CS 3700	Carestream, EEUU	1.0
CS 3600	Carestream, EEUU	3.1

Figura 19. Características de escáneres intraorales empleados.

1.2.1. Registros de grupos según iluminancia.

En cuanto al análisis de la influencia de la iluminancia en la exactitud y tiempo de escaneado, se estableció acondicionar 5 niveles de iluminancia según la normativa europea UNE-EN 12464-1:2012¹⁸³, en concreto, 100, 500, 1000, 5000 y 10000 lux. Para establecer estos valores de iluminancia se controlaron con un luxómetro (LX1330B, Dr Meter). La fuente de luz fue la procedente de un anillo de luz LED con intensidad regulable (Neewer 55W, 5500K) (Figura 21).



Figura 20. Fuente de luz para determinar diferentes niveles de iluminancia.

Se llevó a cabo la realización de 10 escaneados del modelo mandibular por grupo de iluminancia con cada escáner intraoral, estableciendo dicho tamaño según el cálculo llevado a cabo con el software G-Power (v3.1.9.7) con los datos de un estudio piloto previo realizado con la misma metodología para una potencia mínima del 80%, un tamaño del efecto de 0,54 y un error de $\alpha=0,05$, dando como resultado una potencia actual del 92%; lo que indicó un mínimo de nueve exploraciones por grupo. Basándose tanto en este resultado como en los de estudios anteriores, se establecieron 10 exploraciones para cada grupo de iluminancia ambiental para cada escáner intraoral.

Se empleó una misma estrategia de escaneado con todos los escáneres intraorales, siendo la técnica en zigzag,¹⁸⁴⁻¹⁸⁷ que consiste en realizar movimientos vestibulo-linguales desde el tercer al cuarto cuadrante.

1.2.2. Registros de grupos según temperatura de color de luz.

La fuente de iluminación que se empleó será un foco de luz LED de intensidad y temperatura de color regulable digitalmente (Neewer RGB 660Pro) (Figura 22). La iluminancia de todos los grupos que se van a estudiar será de 1000 lux, controlada con un luxómetro (LX1330B, Dr Meter) Se determinaron tres grupos de estudio, 3200K, 4400K

y 5600K (Figura 23), en los que se realizaron 15 registros como tamaño muestral con cada escáner intraoral basándose en estudios previos^{122,124,127} y en el cálculo del tamaño muestral con el software de análisis de potencia (G*Power v3.1.9.7). Dicho cálculo se realizó para una potencia mínima del 80%, un tamaño del efecto de 0,4 y un error de $\alpha=,05$, lo que dio como resultado una potencia real del 83% y un tamaño total de la muestra de 98; por lo tanto, se determinó un mínimo de 14 exploraciones para cada subgrupo.



Figura 21. Fuente de luz para establecer luces de temperatura de color diferentes.

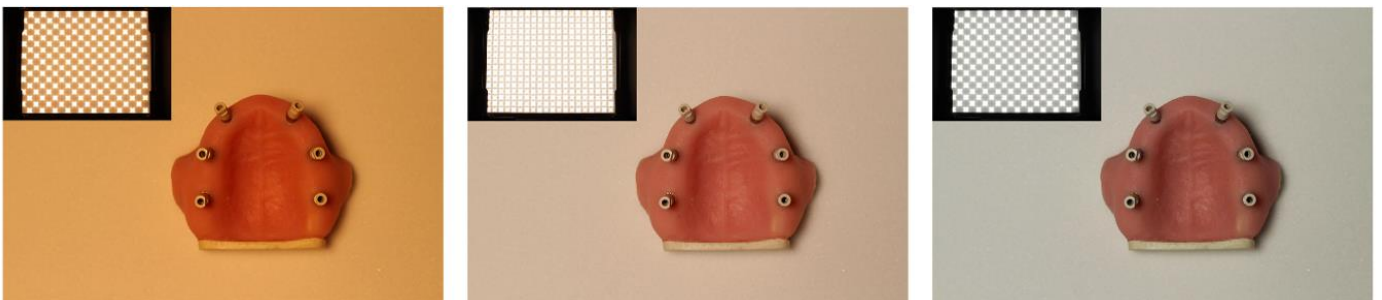


Figura 22. Condiciones lumínicas de temperatura de color, 3200 K, 4400 K, 5600 K (de izquierda a derecha).

1.2.3. Registros de grupos según el color de luz.

La única fuente de iluminación presente fue la de un foco de luz LED de intensidad y temperatura de color regulable digitalmente (Neewer RGB 660Pro) (Figura 19). La iluminancia de todos los grupos fue de 1000 lux, controlada con un luxómetro (LX1330B, Dr Meter).

Las exploraciones se realizaron en una habitación sin ventanas.^{122,124–126,188} La única fuente de iluminación fue la de un foco de luz de LED (660 Pro RGB; Neewer) montado en un trípode (Figura 24). Este foco de luz presentaba LEDs RGB, de color blanco frío y blanco cálido con con parámetros ajustables de tono, saturación e intensidad controlados por una aplicación móvil mediante conexión Bluetooth (Neewer app, v.4.6.3)

La condición de iluminancia ambiental se mantuvo en 1000 lux controlado con un luxómetro (LX1330B; Dr. Meter Digital Illuminance). Se establecieron 6 diferentes grupos de color en función de la configuración de los valores RGB del panel de luz a través de la aplicación móvil de 0 a 255 para cada parámetro. Para ello, la configuraciones fueron luz roja (255-0-0 en valores RGB); luz verde (0-255-0 en valores RGB); luz azul (0-0-255 en valores RGB); luz amarilla (255-255-0 en valores RGB); luz cian (0-255-255 en valores RGB); y luz magenta (255-0-255 en valores RGB) (Figura 25).



Figura 23. Foco de luz para establecer luces de colores.

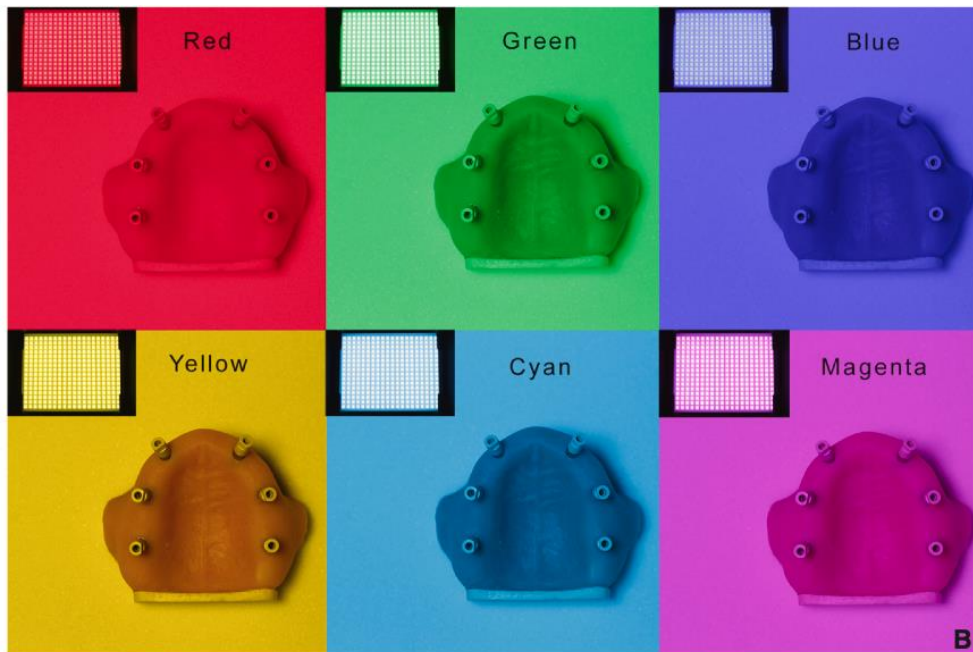


Figura 24. Condiciones lumínicas de color de luz.

2. DESCRIPCIÓN DE VARIABLES Y MÉTODOS

Las variables independientes del estudio son las siguientes variables categóricas:

- Escáner intraoral: Trios 4, Trios 3, i700, i500, CS 3700, CS 3600, Primescan, Element 5D.
- Iluminancia: 100 lux, 500 lux, 1000 lux, 5000 lux y 10000 lux.

-
- Temperatura de color: 3200 K, 4400 K y 5600 K.
 - Color de luz: Rojo (255, 0, 0), Verde (0, 255, 0), Azul (0, 0, 255) y Blanco (255, 255, 255).

Las variables dependientes del estudio son las siguientes variables cuantitativas:

- Veracidad (μm)
- Precisión (μm)
- Tiempo de escaneado (s)

La variable principal del estudio es la exactitud, que se compone según la norma ISO 5725-1 en veracidad y precisión, por lo que se valorarán conjuntamente para analizar la exactitud.

Para la obtención del tiempo de escaneado se utilizó un cronómetro digital, desde el inicio del escaneado hasta el completo registro de todas las superficies de los scan bodies, teniendo en cuenta el tiempo transcurrido en caso de pérdida del dispositivo. En cuanto a la veracidad y precisión, se calculó con el software de metrología Geomagic Control-X. Para ello, se llevó a cabo un método de superposición de las mallas de los scan bodies obtenidos mediante el algoritmo best-fit y se calculó el error absoluto de distancia tridimensional entre ellas mediante la raíz cuadrática media (RMS). Para el cálculo de la veracidad, fue necesario comparar los registros de los escáneres intraorales con el modelo virtual de referencia obtenido con el escáner de laboratorio. En cambio, para el cálculo de la precisión, se comparó los registros del mismo dispositivo entre sí. Con cada comparación realizada, se obtuvo una visualización de las discrepancias existentes mediante un mapa colorimétrico (Figura 26).

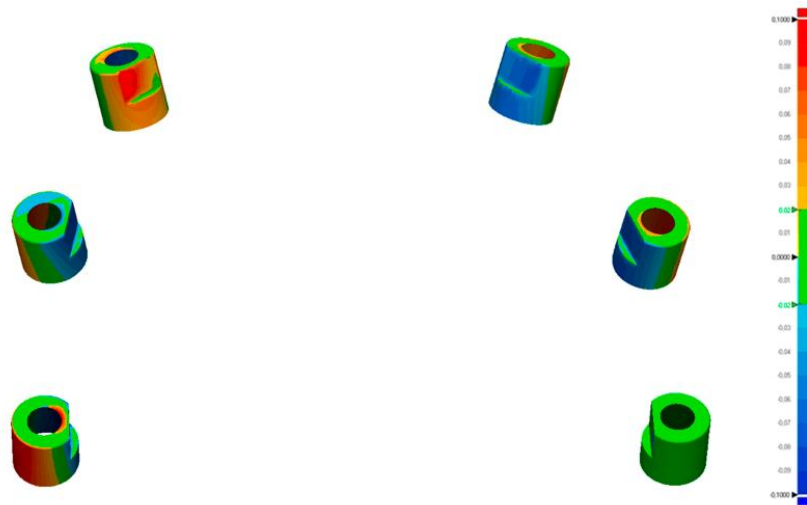


Figura 25. Mapa colorimétrico de análisis de discrepancias.

3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Con la obtención de los resultados de veracidad, precisión y tiempo de escaneo recopilados en hojas de cálculo del programa Microsoft Excel, se llevó a cabo el análisis estadístico con el software IBM SPSS Statistics v 26.

En primer lugar, se realizó un análisis descriptivo de todas las variables de estudio, calculando la media, mediana, desviación estándar, rango intercuartílico, asimetría y curtosis. Tras esto se comprobó la distribución de los datos mediante gráficos Q-Q, y los tests de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro Wilk.

Si se cumplen criterios de normalidad, se llevó a cabo el análisis inferencial entre los grupos con el test ANOVA, y si no se cumplen dichos criterios, se empleó el test no paramétrico de Kruskal Wallis. Posteriormente si se encontraron diferencias significativas entre los grupos, se realizaron pruebas post-hoc para identificar dichas diferencias. El nivel de significación se estableció en el 5% ($\alpha=.05$).

RESULTADOS

RESULTADOS

Se expondrán los resultados de la investigación según las publicaciones científicas logradas.

1. ARTÍCULO CIENTÍFICO 1

Journal of Dentistry 121 (2022) 104138



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Dentistry

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jdent



Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans

Gastón Ochoa-López^a, Rocío Cascos^a, José Luis Antonaya-Martín^b, Marta Revilla-León^c, Miguel Gómez-Polo^{d,*}

^a PhD Candidate, Department of Prosthodontics and Restorative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain

^b Director of Specialist in Implant-Prosthesis Postgraduate Program, Rey Juan Carlos University, Spain

^c Affiliate Assistant Professor, Graduate Prosthodontics, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Washington, Seattle, Wash; Director of Research and Digital Dentistry, Kois Center, Seattle, Wash; and Researcher at Revilla Research Center, Madrid, Spain

^d Associate Professor Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, School of Dentistry, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain. Director of Specialist in Advanced Implant-Prosthesis Postgraduate Program, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:
Intraoral scanner
Illuminance
Accuracy
Scanning time
Full fixed implant prostheses

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this in vitro study was to evaluate the effect of ambient light illuminance on the accuracy and scanning time of different intraoral scanners (IOSs) in complete-arch implant scans.

Material and methods: Seven IOSs (TRIOS 3, Primescan, Element 5D, i700, i500, CS3700, and CS3600) at 5 ambient lighting illuminances (100, 500, 1000, 5000, and 10 000 lux) were evaluated. An edentulous cast with 4 implants was selected as the master model. An implant scan body was tightened on each implant. The cast was digitized by using a laboratory scanner to obtain a reference standard tessellation language (STL) file, and 50 scans (10 per ambient light condition) were recorded with each IOS. Scanning time was recorded by using a digital chronograph. Intraoral scan deviations were calculated by using a 3D metrology software program (Geomagic Control X). Kruskal-Wallis and pairwise comparison tests were used to analyze the data ($\alpha=0.05$).

Results: The trueness and precision values obtained for each IOS tested were significantly different under the varying lighting conditions assessed. TRIOS 3 ($34.0 \pm 3.3 \mu\text{m}$ trueness; $24.5 \pm 14.9 \mu\text{m}$ precision), Element 5D ($34.5 \pm 7.1 \mu\text{m}$ trueness; $25.9 \pm 7.6 \mu\text{m}$ precision), and CS3700 ($34.9 \pm 13.0 \mu\text{m}$ trueness; $34.6 \pm 19.2 \mu\text{m}$ precision) performed better under 100 lux illumination, CS3600 ($69.5 \pm 24.0 \mu\text{m}$ trueness; $36.6 \pm 20.1 \mu\text{m}$ precision) at 500 lux; i500 ($36.2 \pm 5.1 \mu\text{m}$ trueness; $21.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$ precision) at 1000 lux; i700 ($34.8 \pm 2.2 \mu\text{m}$ trueness; $15.4 \pm 5.0 \mu\text{m}$ precision) at 5000 lux, and Primescan ($37.4 \pm 37.3 \mu\text{m}$ trueness; $26.2 \pm 26.2 \mu\text{m}$ precision) at 10,000 lux. Additionally, the scanning time was different under different illuminance for each IOS. The fastest IOS in all light conditions was Primescan, with significant differences with all the groups ($P < .01$), followed by TRIOS 3 in all groups except under 100 lux illumination, where i700 was the second fastest.

Conclusions: Ambient light influenced the accuracy and scanning time of IOSs assessed; however, the effect was not the same for all devices. It is necessary to optimize ambient light illuminance for each IOS to maximize scanning accuracy.

CLINICAL SIGNIFICANCE

Ambient lighting conditions must be adapted depending on the intraoral scanner system to improve the accuracy and scanning time of complete-arch implant intraoral scans.

1. Introduction

The rehabilitation of edentulous patients with implant-supported

Conflict of Interest: The authors did not have any conflict of interest, financial or personal, in any of the materials described in this study. **Funding:** This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

* Corresponding author at: Pza. Ramón y Cajal s/n. School of Dentistry, Complutense University of Madrid. Zip Code: 28033. Madrid, Spain.
E-mail address: mgomezpo@ucm.es (M. Gómez-Polo).

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104138>

Received 22 December 2021; Received in revised form 24 March 2022; Accepted 20 April 2022

Available online 22 April 2022

0300-5712/© 2022 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Figura 26. Portada de artículo científico 1.

Influencia de las condiciones ambientales lumínicas en la exactitud y tiempo de escaneado de siete escáneres intraorales en escaneos de arcada completa con implantes (Figura 27).

1.1. Resumen

Propósito: El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar el efecto de la iluminancia de la luz ambiental en la precisión y el tiempo de escaneado de diferentes escáneres intraorales (IOS) en escaneados de implantes de arcada completa.

Material y métodos: Se evaluaron siete escáneres intraorales (TRIOS 3, Primescan, Element 5D, i700, i500, CS3700 y CS3600) con 5 iluminancias ambientales (100, 500, 1000, 5000 y 10 000 lux). Como modelo maestro se seleccionó un modelo edéntulo con 4 implantes. Se ajustó un cuerpo de escaneado de implantes en cada implante. El modelo se digitalizó utilizando un escáner de laboratorio para obtener un archivo de lenguaje de teselación estándar (STL) de referencia, y se registraron 50 escaneados (10 por condición de luz ambiental) con cada IOS. El tiempo de escaneado se registró con un cronógrafo digital. Las desviaciones del escaneado intraoral se calcularon utilizando un programa de software de metrología 3D (Geomagic Control X). Se utilizaron pruebas de Kruskal-Wallis y de comparación por pares para analizar los datos ($\alpha=0,05$).

Resultados: Los valores de veracidad y precisión obtenidos para cada IOS probado fueron significativamente diferentes en las distintas condiciones de iluminación evaluadas. TRIOS 3 (34,0 \pm 3,3 μ m de veracidad; 24,5 \pm 14,9 μ m de precisión), Element 5D (34,5 \pm 7,1 μ m de veracidad; 25,9 \pm 7,6 μ m de precisión) y CS3700 (34,9. \pm 13,0 μ m de veracidad; 34,6 \pm 19,2 μ m de precisión) obtuvieron mejores resultados con una iluminación de 100 lux, CS3600 (69,5 \pm 24,0 μ m de veracidad; 36. \pm 20,1 μ m de precisión) con una iluminación de 500 lux; i500 (36,2 \pm 5,1 μ m de veraciad; 21,4 \pm 6,8 μ m de

precisión) a 1.000 lux; i700 ($34,8 \pm 2,2$ μm de veracidad; $15,4 \pm 5,0$ μm de precisión) a 5.000 lux, y Primescan ($37,4 \pm 37,3$ μm de veracidad; $26,2 \pm 26,2$ μm de precisión) a 10.000 lux. Además, el tiempo de escaneado fue diferente bajo distintas iluminancias para cada IOS. El IOS más rápido en todas las condiciones de iluminación fue Primescan, con diferencias significativas con todos los grupos ($P < .01$), seguido de TRIOS 3 en todos los grupos excepto bajo iluminación de 100 lux, donde i700 fue el segundo más rápido.

Conclusiones: La luz ambiental influyó en la exactitud y el tiempo de exploración de los IOS evaluados; sin embargo, el efecto no fue el mismo para todos los dispositivos. Es necesario optimizar la iluminancia de la luz ambiental para cada IOS a fin de maximizar la exactitud de escaneado.

1.2. Resultados

Entre todos los subgrupos examinados, los valores medios de veracidad oscilaron entre 28,7 μm y 75,8 μm , mientras que los valores medios de precisión oscilaron entre 15,4 μm y 52,8 μm (Figura 28).

Trueness, precision (RMS error), and scanning time (seconds) for IOSs against lighting condition. Data provided in microns (µm).

IOS	LUX	TRUENESS (µm)				PRECISION (µm)				SCANNING TIME (s)			
		Mean	SD	Median	IQR	Mean	SD	Median	IQR	Mean	SD	Median	IQR
TRIOS 3	100	37.1	11.3	34.0A	3.3	30.5	15.7	24.5A	14.9	136.4	25.4	134.5C	37.5
	500	42.7	12.2	38.3A	17.6	33.6	13.6	29.9B	17.7	104.6	249	109.0AB	33.2
	1000	38.6	6.0	38.7A	9.1	31.8	11.5	28.7AB	14.2	102.8	10.8	99.0A	18.5
	5000	37.2	10.8	33.4A	10.1	30.7	12.2	26.6AB	13.8	98.3	10.7	96.5A	22.2
	10,000	40.2	9.6	40.3A	17.6	30.7	9.4	28.4AB	14.8	122.8	13.5	124.0BC	24.2
PRIMESCAN	100	87.8	88.6	40.4A	110.9	68.5	12.7	23.7A	84.5	71.8	7.5	71.5AB	13.0
	500	86.4	89.6	38.9A	128.7	69.7	81.4	23.9A	95.6	75.1	7.0	77.0AB	13.0
	1000	66.7	58.9	44.3A	28.5	55.9	51.8	35.8B	20.7	75.2	10.0	75.0AB	17.2
	5000	82.9	82.1	34.3A	136.9	64.0	68.3	26.4A	93.8	68.8	5.5	70.0A	10.0
	10,000	65.6	68.3	37.4A	37.3	46.8	50.8	26.2A	26.2	81.4	11.0	79.0B	17.0
ELEMENT 5D	100	34.1	4.5	34.5A	7.1	26.9	45.5	25.9A	7.6	118.8	12.5	118.0A	18.0
	500	52.0	17.3	50.5B	23.2	38.8	104.8	33.7C	25.8	142.8	32.7	142.5AB	49.7
	1000	38.3	6.9	35.8AB	11.8	30.6	55.5	29.5B	10.0	162.0	14.9	162.5B	27.5
	5000	42.8	14.1	37.9AB	13.7	27.5	60.5	26.2A	5.9	124.7	15.2	121.0A	15.7
	10,000	47.1	16.1	40.9AB	14.2	30.3	84.2	24.7A	12.3	138.7	27.8	147.5AB	50.2
I700	100	34.0	3.1	33.0A	3.9	18.6	5.2	18.0B	7.7	94.5	11.3	96.5A	12.2
	500	34.8	3.2	35.4AB	4.0	21.4	6.1	21.1C	7.6	115.0	30.9	107.5AB	36.2
	1000	56.4	68.3	34.8AB	9.3	43.9	59.1	19.3C	13.0	110.3	19.4	107.5AB	41.5
	5000	34.4	1.6	34.8AB	2.2	16.0	2.8	15.4A	5.0	126.3	24.6	131.0B	44.0
	10,000	39.9	5.8	38.4B	7.2	26.1	9.4	24.8D	18.0	169.0	26.2	170.5C	42.5
I500	100	33.7	14.1	29.6A	13.6	39.7	22.2	31.4C	24.1	177.4	24.4	186.0B	53.5
	500	35.5	14.1	30.1A	21.6	37.9	16.1	34.1C	24.0	155.3	15.9	155.0B	25.7
	1000	37.0	7.2	36.2A	5.1	22.3	6.51	21.4A	6.8	153.7	29.8	158.0B	30.2
	5000	41.8	30.2	33.4A	15.4	39.7	19.7	30.8C	29.7	151.4	18.3	150.0B	15.0
	10,000	33.2	11.3	28.7A	20.2	30.9	10.7	27.5B	15.3	118.5	19.8	117.5A	34.2
CS 3700	100	36.7	9.2	34.9A	13.0	39.1	11.9	34.6A	19.2	127.2	11.1	127.5A	14.2
	500	47.2	26.7	34.0A	24.3	53.8	28.1	44.6B	29.9	142.4	21.2	148.5A	35.0
	1000	39.8	6.7	42.4A	12.1	38.3	9.4	37.2A	13.8	168.5	26.7	167.5B	57.2
	5000	39.1	9.7	36.4A	9.7	38.9	9.3	38.1A	13.9	184.2	34.2	187.5B	67.5
	10,000	48.5	9.7	46.6A	9.1	51.6	1.5	52.7C	14.9	199.1	21.9	200.0B	33.5
CS 3600	100	75.4	13.4	75.8A	30.6	44.1	10.8	43.1B	16.6	132.7	11.0	134.5A	11.0
	500	72.9	18.6	69.5A	24.0	42.7	17.0	36.6A	20.1	194.3	24.4	186.5B	41.0
	1000	76.4	43.9	64.3A	22.5	63.0	36.0	52.8D	14.9	190.4	19.5	189.0B	41.2
	5000	80.4	30.9	68.9A	25.5	52.4	24.4	45.7BC	20.6	189.3	27.6	185.5B	29.7
	10,000	65.9	17.4	57.1A	25.9	50.0	11.5	50.5C	18.4	233.8	5.4	235.0C	10.2

SD, Standard Deviation; IQR, interquartile range; Groups with different letters (for each illuminance (lux) within column) are significantly different ($P < .05$) according Kruskal-Wallis Test.

Figura 27. Tabla de resultados factor iluminancia y tiempo de escaneado.

Los mejores valores medianos de veracidad \pm precisión para cada grupo de IOS se registraron en diferentes condiciones de iluminación. Los grupos TRIOS 3 ($34,0 \pm 3,3 \mu\text{m}$ de veracidad y $24,5 \pm 14,9 \mu\text{m}$ de precisión), Element 5D ($34,5 \pm 7,1 \mu\text{m}$ de veracidad y $25,9 \pm 7,6 \mu\text{m}$ de precisión) y CS3700 ($34,9 \pm 13,0 \mu\text{m}$ de veracidad y $34,6 \pm 19,2 \mu\text{m}$ de precisión) obtuvieron los mejores valores de exactitud en condiciones de iluminación de 100 lux. El grupo CS3600 ($69,5 \pm 24,0 \mu\text{m}$ de exactitud y $36,6 \pm 20,1 \mu\text{m}$ de precisión) obtuvo mejores resultados en condiciones de iluminación de 500 lux, el grupo i500 en condiciones de iluminación de 1000 lux ($36,2 \pm 5,1 \mu\text{m}$ de exactitud y $21,4 \pm 6,8 \mu\text{m}$ de precisión), y el grupo i500 en condiciones de iluminación de 100 lux. $8 \mu\text{m}$), el grupo i700 ($34,8 \pm 2,2 \mu\text{m}$ de exactitud y $15,4 \pm 5,0 \mu\text{m}$ de precisión) a 5000 lux, y el grupo Primescan a 10.000 lux ($37,4 \pm 37,3 \mu\text{m}$ de exactitud y $26,2 \pm 26,2 \mu\text{m}$ de precisión). Estos

resultados sugieren que las condiciones de iluminación ambiental afectan de forma diferente a cada IOS probado.

En cuanto al análisis de las diferentes condiciones de iluminación ambiental por IOS probada, la prueba de Kruskal Wallis demostró que todas las IOS evaluadas mostraban variaciones en los valores medios de precisión entre las condiciones de iluminación ambiental probadas ($P < .05$). Las comparaciones múltiples por pares mostraron diferencias significativas en los valores medianos de precisión para todos los IOS entre las diferentes condiciones de iluminación ambiental probadas. En el grupo TRIOS 3, el mejor valor de mediana de precisión se obtuvo con 100 lux, pero se observaron discrepancias significativas en la mediana de precisión entre los subgrupos de 100 lux ($24,5 \pm 14,9 \mu\text{m}$) y 500 lux ($29,95 \pm 17,7 \mu\text{m}$). En el grupo Primescan, el subgrupo de 1000 lux obtuvo la peor precisión ($35,8 \pm 20,7 \mu\text{m}$) y fue significativamente diferente cuando se comparó con el resto de las condiciones de iluminación ambiental probadas. En el grupo Element 5D, los subgrupos de 500 lux ($33,7 \pm 25,8 \mu\text{m}$) y 1000 lux ($29,5 \pm 10,0 \mu\text{m}$) mostraron los peores valores medios de precisión. En el grupo i700, la mejor precisión se obtuvo con una iluminación de 5000 lux ($15,4 \pm 5,0 \mu\text{m}$), mientras que la peor se midió en condiciones de 10.000 lux ($24,8 \pm 18,0 \mu\text{m}$). En el grupo i500, la iluminación de 1.000 lux mostró la mejor precisión ($21,4 \pm 6,8 \mu\text{m}$), con diferencias significativas con todas las demás condiciones de iluminación probadas. En CS3700, 100-, 1000- y 5000 lux fueron los mejores grupos (medianas de $34,6 \pm 19,2 \mu\text{m}$, $37,2 \pm 13,8 \mu\text{m}$ y $38,1 \pm 13,9 \mu\text{m}$), mostrando diferencias con los subgrupos de 500 lux ($44,6 \pm 29,9 \mu\text{m}$) y 10.000 lux ($52,7 \pm 14,9 \mu\text{m}$). En el CS3600, los grupos de 500 lux presentaron la mejor precisión ($36,6 \pm 20,1 \mu\text{m}$) y los de 1.000 lux la peor precisión ($52,8 \pm 14,9 \mu\text{m}$) (Figuras 29 y 30).

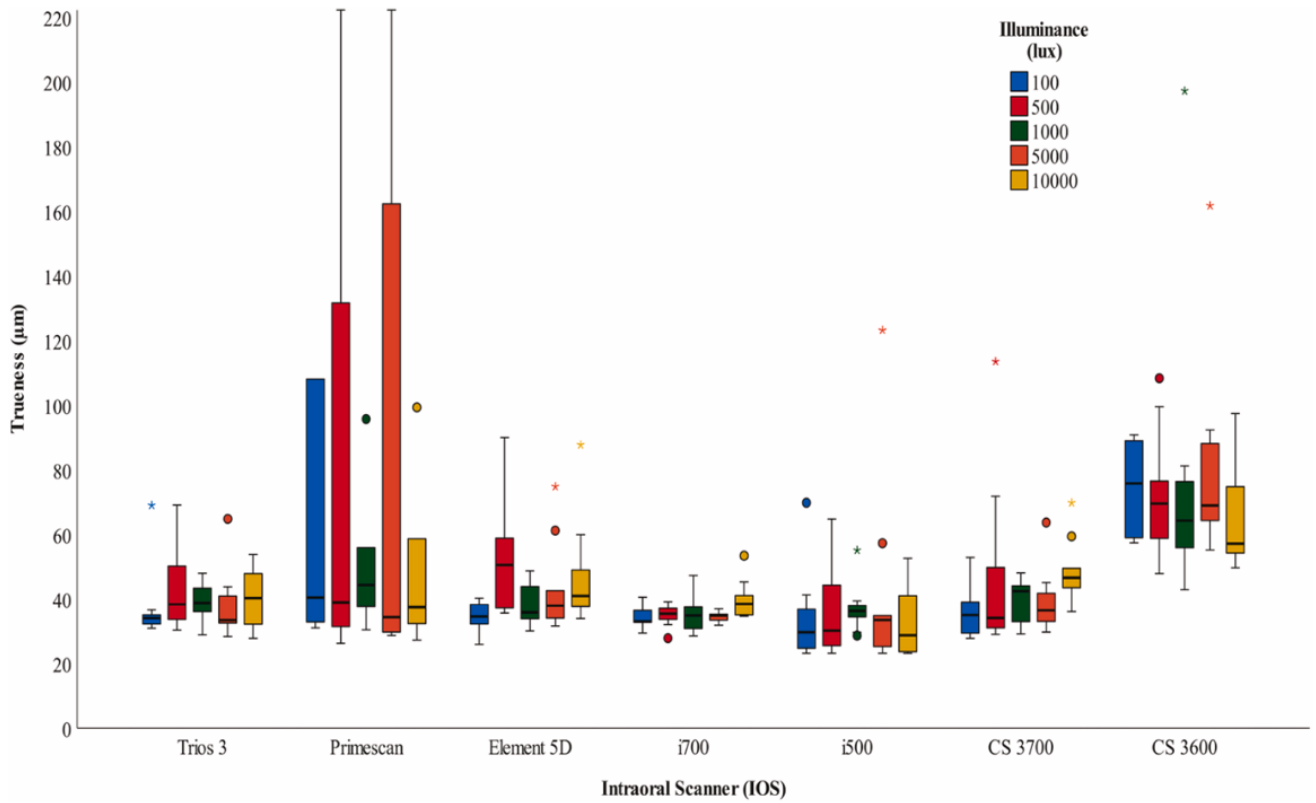


Figura 28. Diagrama de cajas de veracidad e iluminancia.

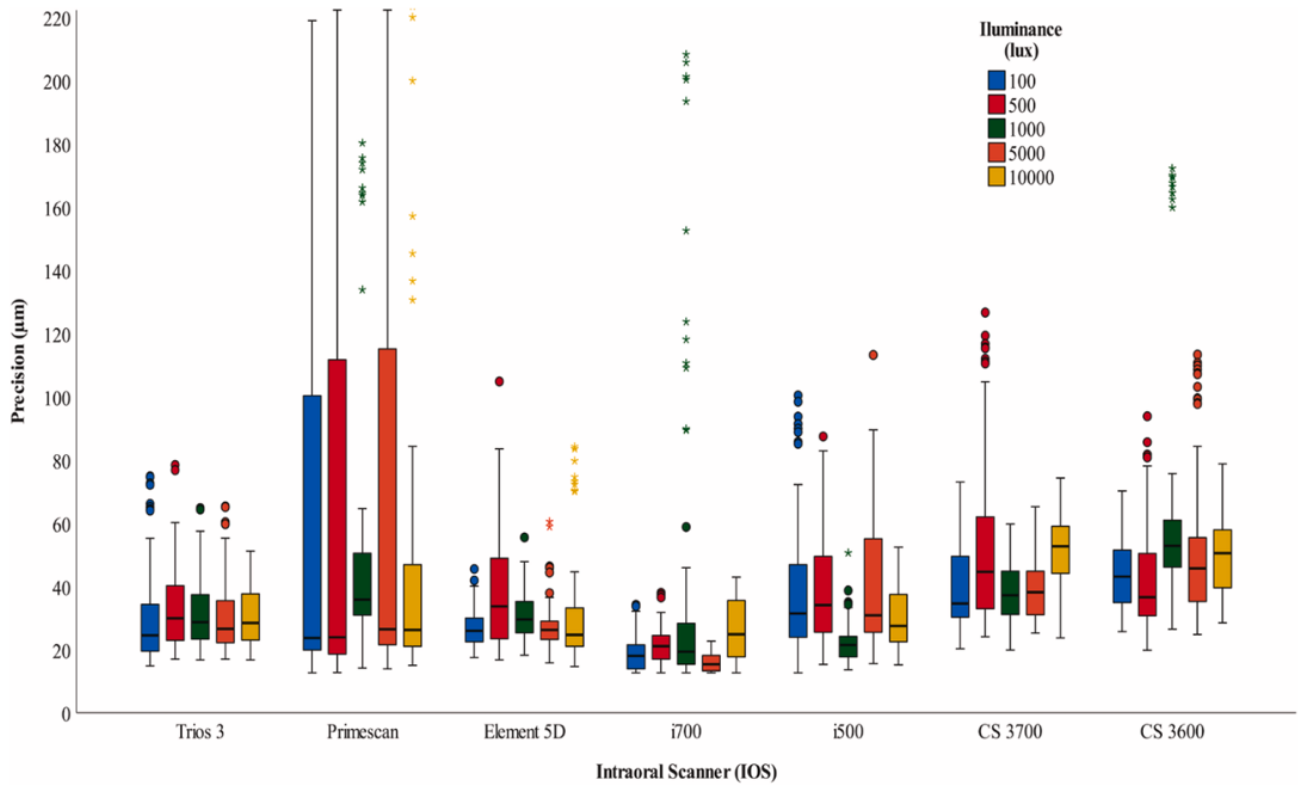


Figura 29. Diagrama de cajas de precisión e iluminancia.

Al comparar el tiempo de escaneado en cada IOS bajo diferentes condiciones de iluminación ambiental probadas, se encontraron discrepancias significativas en el tiempo de escaneado ($P < .05$). En los grupos i700, CS3600 y CS3700, el tiempo de escaneado fue mayor al aumentar la iluminancia ambiental.

Sin embargo, en el grupo i500, el tiempo de exploración disminuyó al aumentar la iluminancia. TRIOS 3 fue más rápido a 500-, 1000- y 5000 lux; Primescan sólo mostró diferencias significativas entre 5000- y 10.000 lux; y Element 5D entre 100- y 5000- con 1000 lux, siendo el más bajo por debajo de 10.000 lux (Figura 31).

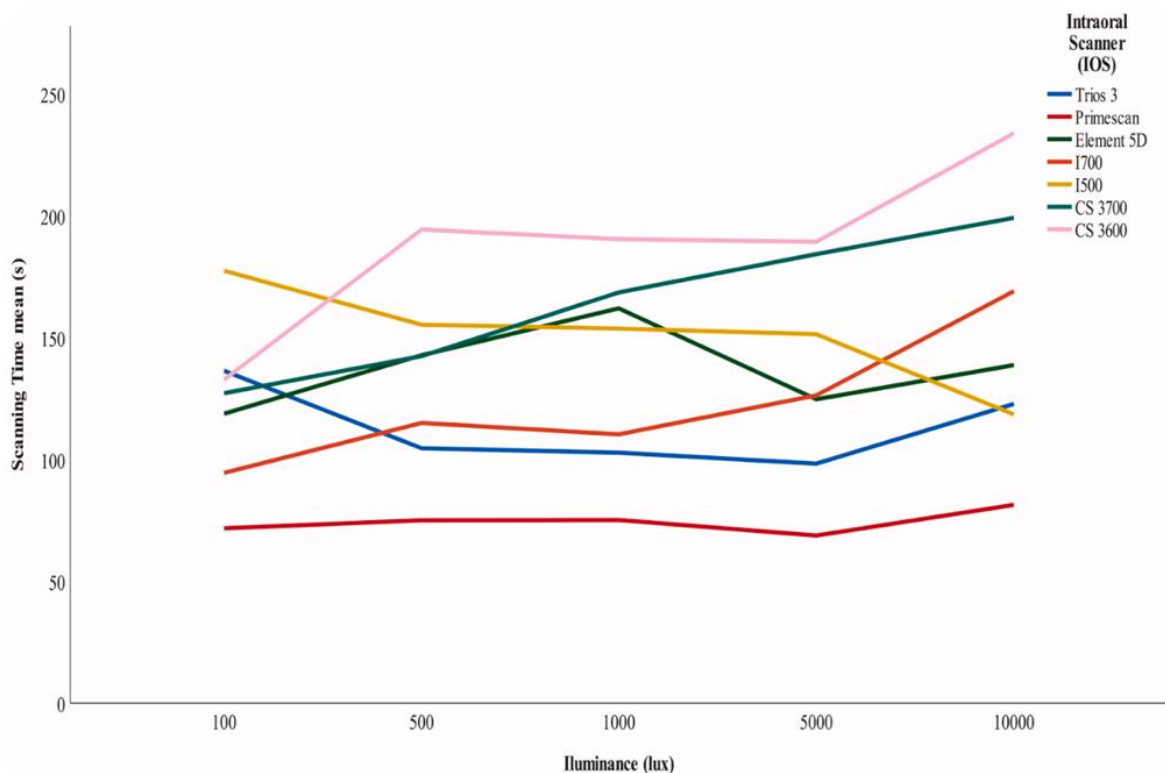


Figura 30. Diagrama de líneas de tiempo escaneado e iluminancia.

Además, al comparar el tiempo de exploración entre los diferentes IOS probados bajo la misma condición de iluminación ambiental, el IOS más rápido en todos ellos fue el Primescan, con diferencias significativas entre todos los grupos ($P < .01$), seguido del TRIOS 3 en todos los subgrupos, excepto bajo la condición de iluminación de 100 lúmenes.

El segundo IOS más rápido fue el i700, excepto bajo condiciones de iluminación de 100 luxes, donde el segundo más rápido fue el i700 (Figura 32).

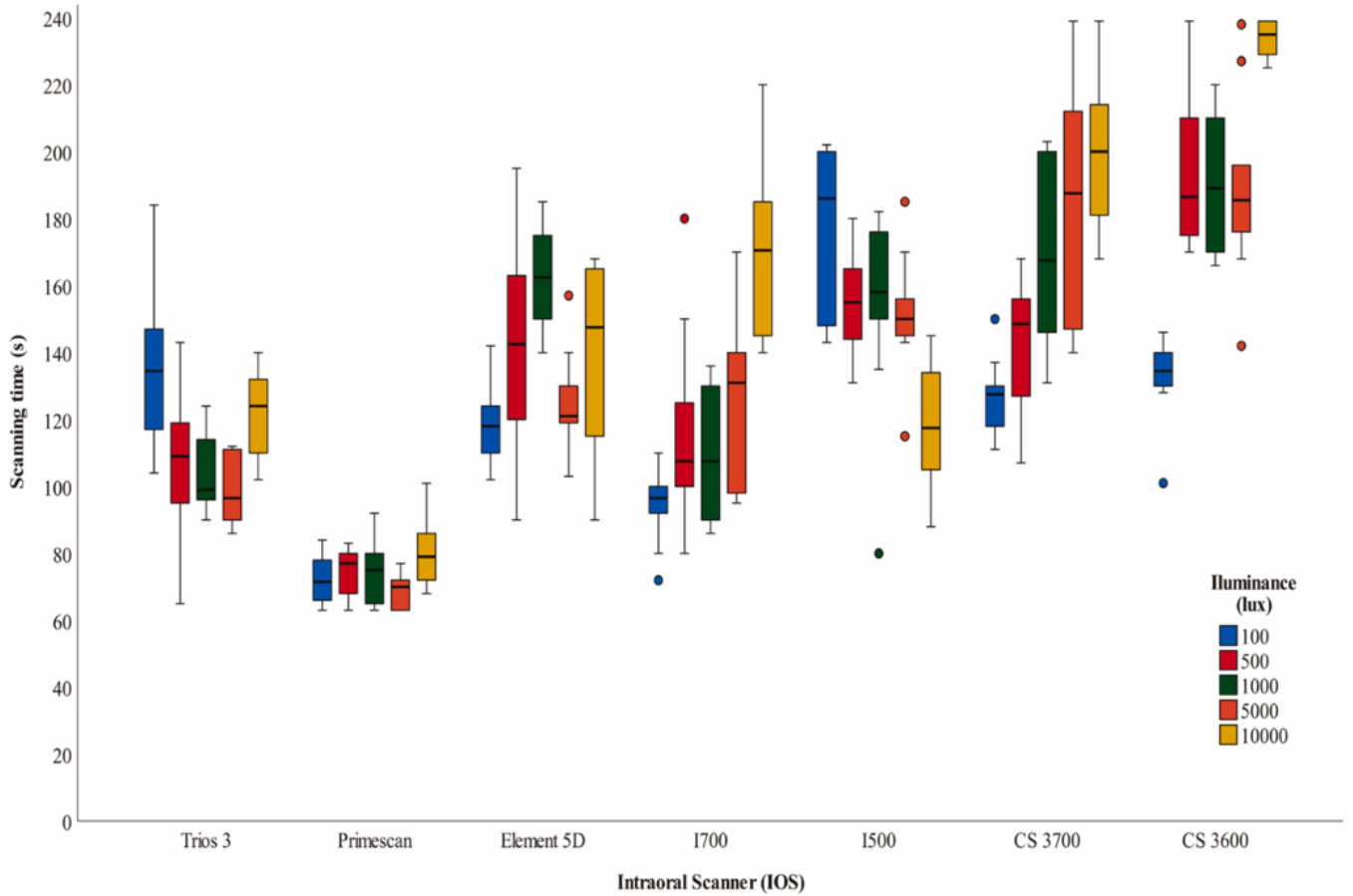


Figura 31. Diagrama de cajas de tiempo de escaneado e iluminancia.

2. ARTÍCULO CIENTÍFICO 2

Received: 11 June 2023 | Revised: 21 October 2023 | Accepted: 16 November 2023

DOI: 10.1111/clar.14220

ORIGINAL ARTICLE

CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH WILEY

Impact of color temperature and illuminance of ambient light conditions on the accuracy of complete-arch digital implant scans

Gastón Ochoa-López¹ | Marta Revilla-León^{2,3,4} | Miguel Gómez-Polo¹

¹Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, School of Dentistry, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain

²Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Washington, Seattle, Washington, USA

³Kois Center, Seattle, Washington, USA

⁴Revilla Research Center, Madrid, Spain

Correspondence

Miguel Gómez-Polo, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, School of Dentistry, Complutense University of Madrid, Madrid, Spain.
Email: mgomezpo@ucm.es

Abstract

Objective: The purpose of the present study was to assess the influence of color temperature and illuminance of ambient light on the accuracy of different intraoral scanners (IOSs) in complete-arch implant scans.

Methods: An edentulous model with six implants and scan bodies was digitized by using a laboratory scanner (DW-7-140; Dental Wings) to obtain a reference mesh. Fifteen scans were performed employing two intraoral scanners (Trios 4;3Shape A/S and i700; Medit Co) at two illuminances (500 and 1000 lux) and three color temperatures (3200, 4400, and 5600 K). Scanning accuracy was measured by using a 3D metrology software program (Geomagic Control X). Kruskal–Wallis, one-way ANOVA, and pairwise comparison tests were used to analyze the data ($\alpha = .05$).

Results: Significant differences in trueness and precision values were found among the different IOSs under the same ambient lighting condition and among the different lighting conditions for a given IOS ($p < .05$) except for trueness in i700 groups ($p > .05$).

Conclusions: The influence on the accuracy of color temperature and illuminance varied depending on the intraoral scanner. An optimal ambient scanning light condition was not found; this should be adjusted based on the specific IOS system used. 3200 K of ambient light influences the precision of i700 when performed at 1000 lux, decreasing the accuracy. The variation of color temperature at the same illuminance does not affect the scanning accuracy of TRIOS 4, which obtained better accuracy in all scans at 1000 lux.

KEYWORDS

accuracy, ambient conditions, implant prosthesis, intraoral scanner

1 | INTRODUCTION

Intraoral scans are a clinically acceptable alternative to conventional impressions for single-tooth and implant-supported crowns

and short-span fixed dental prostheses (Papaspýridakos et al., 2014; Rutkūnas et al., 2017; Wulfman et al., 2020; Zhang et al., 2021). However, complete-arch scans using intraoral scanners (IOSs) for fabricating complete-arch tooth- and implant-supported

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.
© 2023 The Authors. *Clinical Oral Implants Research* published by John Wiley & Sons Ltd.

Clin Oral Impl Res. 2023;00:1–8.

wileyonlinelibrary.com/journal/clar | 1

Figura 32. Portada artículo científico 2.

Impacto de las condiciones ambientales lumínicas de temperatura de color e iluminancia en la exactitud de escaneos de arcada completa con implantes (Figura 33).

2.1. Resumen

Objetivo: El propósito del presente estudio fue evaluar la influencia de la temperatura de color y la iluminancia de la luz ambiental en la precisión de diferentes escáneres intraorales (IOS) en exploraciones de implantes de arcada completa.

Métodos: Se digitalizó un modelo edéntulo con seis implantes y cuerpos de escaneado utilizando un escáner de laboratorio (DW-7-140; Dental Wings) para obtener una malla de referencia. Se realizaron quince escaneados empleando dos escáneres intraorales (Trios 4;3Shape A/S e i700; Medit Co) con dos iluminancias (500 y 1000 lux) y tres temperaturas de color (3200, 4400 y 5600 K). La precisión del escaneado se midió utilizando un programa de software de metrología 3D (Geomagic Control X). Para analizar los datos se utilizaron las pruebas de Kruskal-Wallis, ANOVA unidireccional y comparación por pares ($\alpha = 0,05$).

Resultados: Se encontraron diferencias significativas en los valores de veracidad y precisión entre los diferentes IOS bajo la misma condición de iluminación ambiental y entre las diferentes condiciones de iluminación para un IOS dado ($p < .05$) excepto para la veracidad en los grupos i700 ($p > .05$).

Conclusiones: La influencia en la exactitud de la temperatura del color y la iluminancia varió en función del escáner intraoral. No se encontró una condición óptima de luz ambiente para el escaneado; ésta debe ajustarse en función del sistema IOS específico utilizado. 3200 K de luz ambiente influye en la precisión del i700 cuando se realiza a 1000 lux, disminuyendo la exactitud. La variación de la temperatura de color

con la misma iluminancia no afecta a la exactitud de escaneado de TRIOS 4, que obtuvo mejor exactitud en todos los escaneados a 1000 lux.

2.2. Resultados

En cuanto a las exploraciones de TRIOS 4, los valores medios de veracidad y precisión oscilaron entre 25,0 μm (4400 K-1000 lux) y 42,0 μm (3200 K-500 lux) y entre 20,4 μm (4400 K-1000 lux) y 54,2 μm (5600 K-500 lux), respectivamente. En cuanto a las exploraciones de i700, los valores medios de veracidad y precisión oscilaron entre 51,9 μm (4400 K-1000 lux) y 79,8 μm (3200 K-1000 lux) y entre 52,5 μm (5600 K-1000 lux) y 108,6 μm (3200 K-1000 lux), respectivamente. Los valores de veracidad y precisión para cada grupo de IOS entre las condiciones de iluminación ambiental probadas se presentan en la Figura 34. Asimismo, los resultados se resumen en forma de diagramas boxplot (Figuras 35 y 36).

IOS	Lux	Kelvin	Trueness (μm)				Precision (μm)			
			Mean	SD	Median	IQR	Mean	SD	Median	IQR
Trios 4	1000	3200	25.9 ^A	5.4	26.0	8.3	27.0	8.2	25.7 ^A	10.6
		4400	25.0 ^A	3.7	24.3	4.0	20.4	4.9	20.8 ^A	7.3
		5600	25.3 ^A	9.6	26.1	14.5	28.8	12.8	25.4 ^A	17.6
	500	3200	42.0 ^B	9.3	43.9	15.9	47.0	15.9	42.1 ^B	26.6
		4400	39.7 ^B	9.1	39.3	12.1	46.5	11.5	44.0 ^B	15.4
		5600	41.6 ^B	16.8	40.6	25.8	54.2	22.4	50.7 ^B	33.6
i700	1000	3200	79.8 ^A	37.4	68.7	60.4	108.6	49.4	90.7 ^A	72.0
		4400	51.9 ^A	16.7	51.9	24.6	67.7	23.7	63.8 ^B	24.9
		5600	62.4 ^A	28.7	43.4	43.3	55.2	23.4	51.7 ^B	28.7
	500	3200	60.4 ^A	18.1	54.9	22.9	63.2	19.2	63.1 ^B	29.5
		4400	70.0 ^A	24.8	66.2	47.0	65.0	24.5	64.8 ^B	34.0
		5600	68.9 ^A	22.2	68.1	34.5	52.5	18.4	56.1 ^B	31.8

Note: Data provided in microns (μm). Groups with same superscripts (for each IOS within column) not significantly different ($p > .05$) according to post-hoc Games–Howell test (Trueness) or Bonferroni multiple comparison (Precision).

Abbreviations: IOS, intraoral scanner; IQR, interquartile range; SD, standard deviation.

Figura 33. Resultados de veracidad y precisión de iluminancia y temperatura de color.

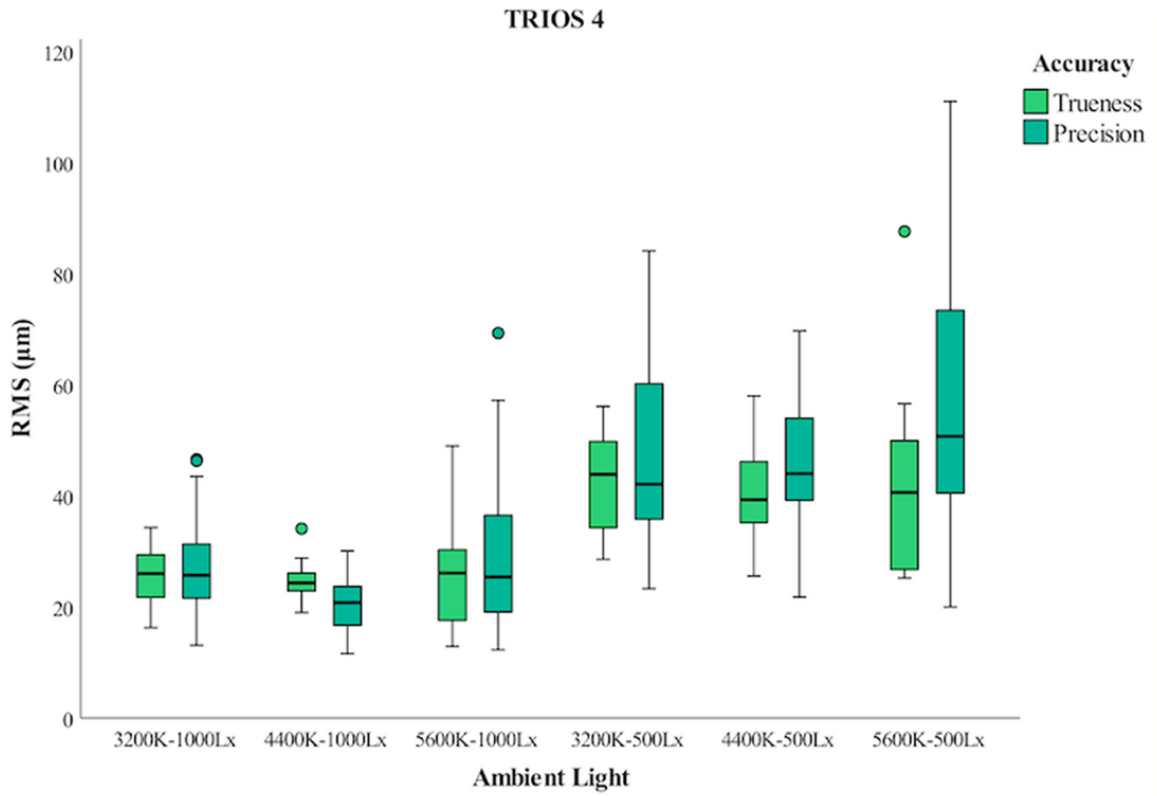


Figura 34. Diagrama de cajas de exactitud según iluminancia y temperatura de color para Trios 4.

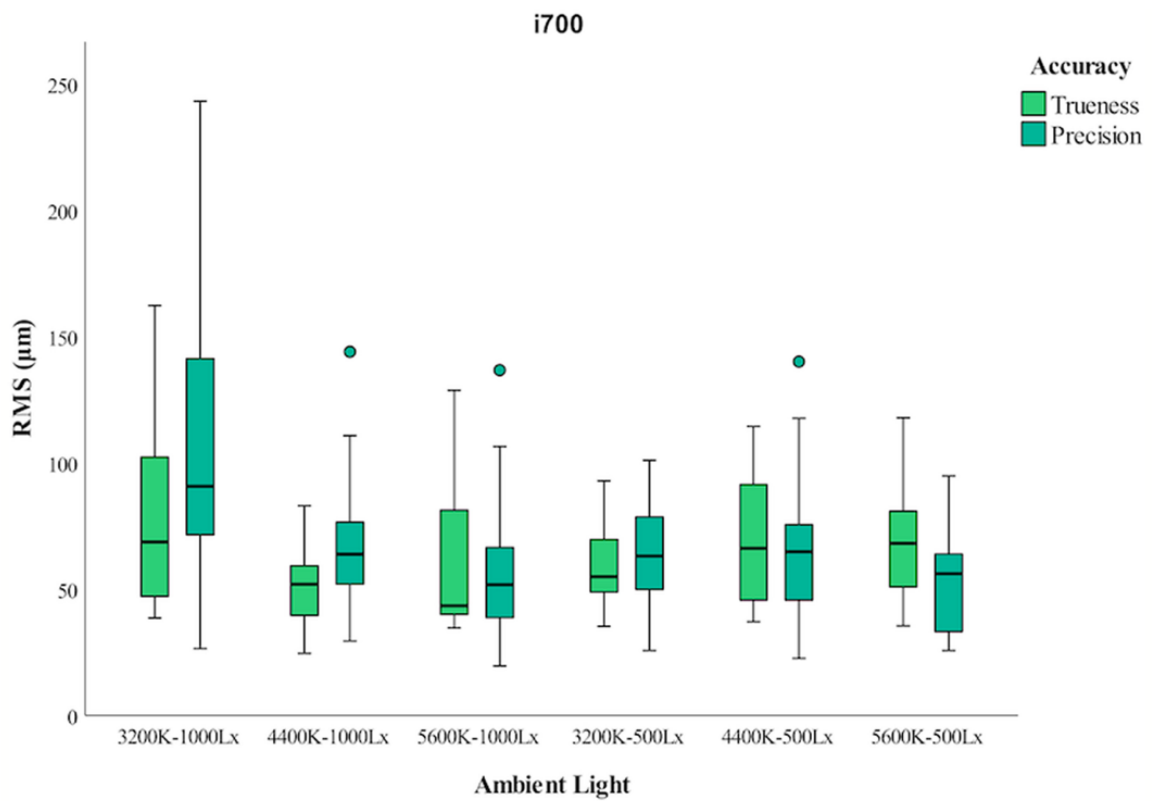


Figura 35. Diagrama de cajas de exactitud según iluminancia y temperatura de color para i700.

Para evaluar la interacción de los IOS, la temperatura de color de la luz y las condiciones de iluminación, el ANOVA de dos vías no pudo realizarse correctamente en el conjunto de datos original debido a la presencia de heteroscedasticidad analizada con la prueba de Levene para la veracidad y la precisión ($p < 0,05$). Por este motivo, se llevó a cabo un ANOVA de dos vías después de realizar la transformación de rangos alineados con la herramienta de transformación de rangos alineados (ARTool). El valor p del término de interacción del IOS y las condiciones de iluminación ambiental (temperatura de color e iluminación) en dos conjuntos de datos (veracidad y precisión) fue inferior a 0,05, lo que significa que existía un efecto de interacción significativo entre ellos. Además, la prueba demostró que los factores IOS, temperatura de color y condiciones de iluminancia en ambos conjuntos de datos tenían efectos principales significativos sobre la veracidad y la precisión ($p < 0,05$).

Los resultados de la prueba estadística para la veracidad y la precisión revelaron diferencias significativas entre los grupos de IOS y las condiciones de iluminación ambiental evaluadas ($p < 0,05$), excepto para la veracidad en los grupos i700 ($p > 0,05$), lo que sugiere que las condiciones de iluminación ambiental afectan de forma diferente a cada IOS evaluado.

La exactitud de escaneo (veracidad y precisión) de las condiciones de luz ambiental para cada IOS se analizó mediante comparación por pares. Los escaneos de TRIOS 4 bajo todas las temperaturas de color en condiciones de 1000 lux tenían mejor veracidad y precisión que los grupos de 500 lux ($p < 0,05$). En el grupo i700, no hubo diferencias significativas en los valores medios de veracidad entre las condiciones de iluminación ambiental. Sin embargo, existía una diferencia significativa en la precisión

entre las exploraciones bajo 3200 K y 1000 lux y el resto de las condiciones de iluminación ambiental.

Los IOS alcanzaron diferentes niveles de precisión en la toma de impresiones de arcadas completas bajo las mismas condiciones de iluminación ambiental. Los valores de veracidad de 5600 K-1000 lux y los valores de precisión de todas las condiciones de iluminación no presentaban una distribución normal. Se realizó la prueba U de Mann-Whitney. Para los demás grupos que presentaban una distribución normal, se seleccionó la prueba t de Student para comparar individualmente la precisión entre IOS en diferentes condiciones de iluminación. Todas las condiciones de iluminación ambiental, excepto la precisión a 5600 K-500 lux, presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Los valores de desviación más bajos de las exploraciones con TRIOS 4 indicaban una mayor precisión que las exploraciones con i700 para cada condición de iluminación ambiental.

3. ARTÍCULO CIENTÍFICO 3



RESEARCH AND EDUCATION

Influence of the ambient color lighting on the accuracy of complete arch implant scans recorded by using two intraoral scanners



Gastón Ochoa-López, DDS, MSD,^a Marta Revilla-León, DDS, MSD, PhD,^b and Miguel Gómez-Polo, DDS, PhD^c

Intraoral scanners (IOSs) provide a reliable method for fabricating crowns and short-span tooth- and implant-supported fixed dental prostheses.¹⁻³ However, the accuracy of complete arch implant scans is uncertain.^{4,5} Different scanning techniques have been described to improve the accuracy of complete arch implant scans recorded by using IOSs.⁶⁻¹² A clinically acceptable implant-prosthetic interface discrepancy between 150 μm ¹³ and 200 μm ¹⁴ has been described.

Different patient- and operator-related factors can impact the accuracy of IOSs.¹⁵⁻¹⁷ Among patient-related factors, edentulous areas, implant positions, and implant scan bodies (ISBs) are influencing factors that can reduce complete arch implant scans.¹⁷ The digital recording of edentulous areas can be challenging because of limited anatomic landmarks and the mobility of alveolar mucosa.¹⁸⁻²⁰ Furthermore, interimplant distance and

implant position (depth, angulation, and location in the dental arch) impact intraoral scanning accuracy.¹⁵⁻²² Operator-related factors include operator skill and decisions that influence the accuracy of IOSs such as ambient lighting,²³⁻³³ ambient temperature changes,³⁴ scanning distance,^{35,36} and scanning pattern.³⁷⁻⁴⁴

ABSTRACT

Statement of problem. The influence of different ambient factors including lighting has been previously studied. However, the influence of ambient color lighting settings on intraoral scanning accuracy remains uncertain.

Purpose. The purpose of this in vitro study was to assess the influence of ambient color lighting on the accuracy of complete arch implant scans recorded by using 2 intraoral scanners (IOSs).

Material and methods. An edentulous maxillary cast with 6 implant scan bodies was digitized by using a laboratory scanner (DW-7-140) to obtain a reference file. Two groups were created based on the IOS tested: TRIOS 4 (IOS-1) and i700 (IOS-2). Seven subgroups were developed depending on the ambient color lighting (red, green, blue, yellow, cyan, magenta, and white) (n=15). Scanning accuracy was analyzed by using a metrology software program (Geomagic Control X). The Kruskal-Wallis, 1-way ANOVA, and pairwise comparisons were used to analyze the data ($\alpha=.05$).

Results. Significant trueness and precision values were found across the groups ($P<.05$) and subgroups ($P<.05$). For IOS-1, blue ambient lighting obtained the best trueness ($19.8 \pm 1.8 \mu\text{m}$) ($P<.05$); in precision, white light ($20.8 \pm 7.3 \mu\text{m}$) and blue light ($22.1 \pm 13.5 \mu\text{m}$) showed the best results ($P<.05$). For IOS-2, white light showed the best trueness ($51.9 \pm 16.7 \mu\text{m}$); the best precision was obtained under magenta ($38.6 \pm 10.4 \mu\text{m}$) and yellow light ($52.6 \pm 24.0 \mu\text{m}$) ($P<.05$).

Conclusions. The optimal ambient color lighting varied between the IOSs assessed. As the best condition for maximizing accuracy was not found, ambient color lighting must be individualized for the IOS system used. (J Prosthet Dent 2025;133:552-559)

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

^aPhD Candidate, Department of Prosthodontics and Restorative Dentistry, School of Dentistry, Complutense University of Madrid (UCM), Madrid, Spain.

^bAffiliate Assistant Professor, Graduate Prosthodontics, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, University of Washington, Seattle, Wash.; Director, Research and Digital Dentistry, Kois Center, Seattle, Wash.; and Researcher, Revilla Research Center, Madrid, Spain.

^cAssociate Professor, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, School of Dentistry, Complutense University of Madrid (UCM), Madrid, Spain; and Director, Postgraduate Program (Specialist in Advanced Implant-Prosthesis), Complutense University of Madrid (UCM), Madrid, Spain.

Figura 36. Portada artículo científico 3.

Influencia del color de iluminación ambiental en la exactitud de escaneos de arcadas completas implantes registrados mediante dos escáneres intraorales (Figura 37).

3.1. Resumen

Planteamiento del problema. Se ha estudiado anteriormente la influencia de diferentes factores ambientales, incluida la iluminación. Sin embargo, la influencia de la configuración de la iluminación del color ambiental en la precisión del escaneado intraoral sigue siendo incierta.

Objetivo. El objetivo de este estudio in vitro era evaluar la influencia de la iluminación ambiental por colores en la precisión de las exploraciones de arcada completa de implantes registradas mediante 2 escáneres intraorales (IOS).

Material y métodos. Se digitalizó un modelo maxilar edéntulo con 6 cuerpos de escaneado de implantes utilizando un escáner de laboratorio (DW-7-140) para obtener un archivo de referencia. Se crearon dos grupos en función de los IOS probados: TRIOS 4 (IOS-1) e i700 (IOS-2). Se crearon siete subgrupos en función de la iluminación de color ambiental (rojo, verde, azul, amarillo, cian, magenta y blanco) (n=15). La precisión del escaneado se analizó mediante un programa de software de metrología (Geomagic Control X). Para analizar los datos se utilizó el método de Kruskal-Wallis, ANOVA de 1 vía y comparaciones por pares ($\alpha=.05$).

Resultados. Se encontraron valores significativos de veracidad y precisión en todos los grupos ($P<.05$) y subgrupos ($P<.05$). Para IOS-1, la iluminación ambiental azul obtuvo la mejor veracidad ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$) ($P<.05$); en precisión, la luz blanca ($20,8 \pm 7,3 \mu\text{m}$) y la luz azul ($22,1 \pm 13,5$) mostraron los mejores resultados ($P<.05$). Para IOS-2, la

luz blanca mostró la mejor veracidad ($51,9 \pm 16,7 \mu\text{m}$); la mejor precisión se obtuvo con luz magenta ($38,6 \pm 10,4 \mu\text{m}$) y amarilla ($52,6 \pm 24,0 \mu\text{m}$) ($P < 0,05$).

Conclusiones. La iluminación óptima del color ambiente varió entre las IOS evaluadas. Dado que no se encontró la mejor condición para maximizar la precisión, la iluminación del color ambiental debe individualizarse para el sistema IOS utilizado.

3.2. Resultados

Se calcularon los agregados estadísticos de media, desviación estándar (DE), mediana y rango intercuartílico (IQR) para la veracidad y la precisión de cada condición de iluminación de color ambiental e IOS (Figura 38).

Group	Ambient Light Color	Trueness (μm)				Precision (μm)			
		Mean	SD	Median	IQR	Mean	SD	Median	IQR
IOS-1 (TRIOS 4; 3Shape A/S)	Red	32.5 ^A	9.3	31.0	16.1	32.0	13.4	28.3 ^B	16.9
	Green	31.0 ^{AE}	11.0	27.9	15.9	33.7	14.1	32.4 ^B	21.9
	Blue	19.8 ^B	1.8	19.2	3.3	23.6	8.7	22.1 ^{AB}	13.5
	Yellow	50.2 ^C	12.5	48.5	15.1	50.5	24.7	46.9 ^{CB}	38.5
	Cyan	64.3 ^{CD}	27.1	53.4	42.9	62.6	26.6	60.6 ^C	44.4
	Magenta	45.9 ^{AC}	15.6	44.3	23.0	58.6	23.7	53.2 ^C	34.3
	White	23.6 ^E	3.6	23.6	3.8	20.4	4.9	20.8 ^A	7.3
IOS-2 (i700; Medit)	Red	80.7 ^A	29.0	75.7	51.9	72.5	31.2	62.9 ^A	53.5
	Green	68.1 ^{AB}	24.8	62.4	34.7	76.5	30.5	68.7 ^A	45.9
	Blue	73.2 ^{AB}	26.0	60.3	45.1	84.1	35.4	75.0 ^A	51.1
	Yellow	65.25 ^{AB}	22.4	66.0	24.2	50.4	14.5	52.6 ^{BC}	24.0
	Cyan	58.8 ^{AB}	15.0	58.5	21.8	58.9	17.4	58.8 ^{AB}	22.9
	Magenta	61.2 ^{AB}	16.6	59.4	21.6	39.2	9.0	38.6 ^{BC}	10.4
	White	51.9 ^B	16.7	51.9	24.6	67.7	23.7	63.8 ^A	24.9

IOS, intraoral scanner; IQR, interquartile range; SD, standard deviation. Groups with same superscripts (for each IOS within column) not significantly different ($P > .05$) according to post hoc Games-Howell test (trueness) or Bonferroni multiple comparison (precision).

Figura 37. Resultados de veracidad (trueness) y precisión (precision) según color de luz.

Los datos de veracidad tenían una distribución normal, pero los de precisión no. Los valores medios de veracidad para todos los subgrupos oscilaron entre $19,8 \mu\text{m}$ y $80,7 \mu\text{m}$, mientras que los valores medios de precisión oscilaron entre $20,8 \mu\text{m}$ y $75,0 \mu\text{m}$. En las exploraciones con IOS-1, los valores medios de veracidad y la mediana de precisión oscilaron entre $19,8 \mu\text{m}$ (grupo azul) y $64,3 \mu\text{m}$ (grupo cian) y entre $22,1 \mu\text{m}$ (grupo azul) y $60,6 \mu\text{m}$ (grupo cian), respectivamente. En las exploraciones IOS-2, los valores medios de veracidad y precisión oscilaron entre $51,9 \mu\text{m}$ (grupo blanco) y $80,7 \mu\text{m}$ (grupo rojo) y entre $38,6 \mu\text{m}$ (grupo magenta) y $75,0 \mu\text{m}$ (grupo azul), respectivamente. La menor

desviación de la veracidad (media \pm SD) se obtuvo bajo luz azul con IOS-1 ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$), y la mejor precisión se encontró bajo luz blanca con IOS-1 ($20,8 \pm 7,3 \mu\text{m}$). El grupo IOS-2 presentó los subgrupos con la mayor desviación en los valores de veracidad y precisión (subgrupos rojo y azul, respectivamente). Los resultados se resumen en forma de diagramas de caja (Figura 39).

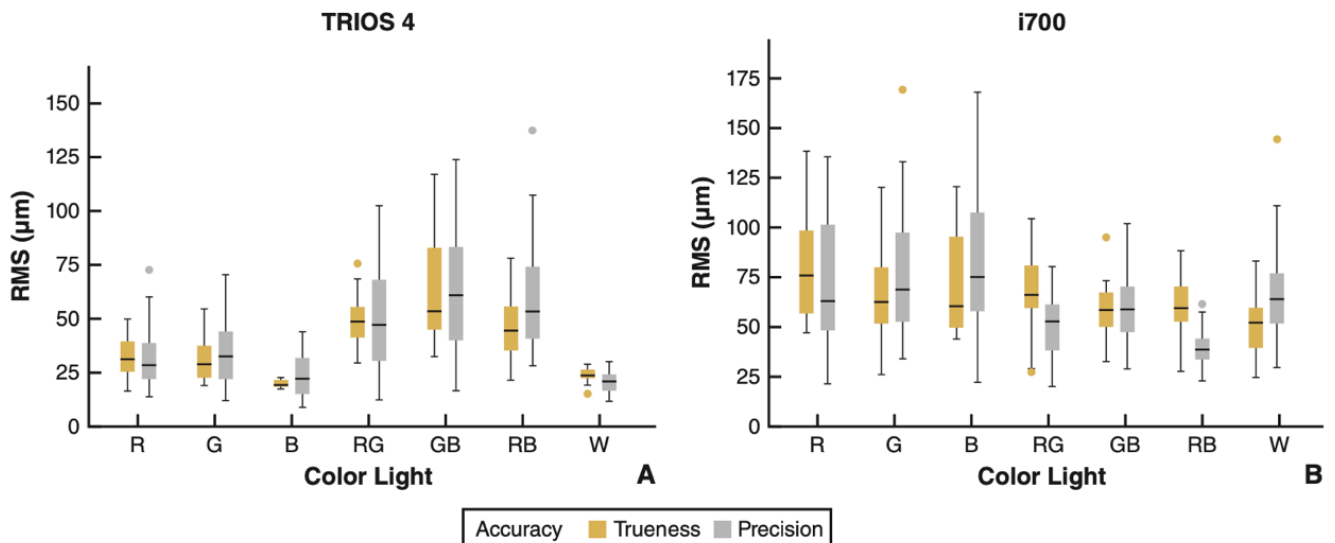


Figura 38. Diagrama de cajas de exactitud. B, azul; G, verde; GB, cian; R, rojo; RB, magenta; RG, amarillo; RMS, raíz cuadrada media.

El análisis de la interacción de las IOS y las condiciones de iluminación ambiental de color con la prueba ANOVA de 2 vías no se pudo realizar directamente en el conjunto de datos original debido a la heteroscedasticidad de los datos de veracidad y precisión, como indica la prueba de Levene ($P < 0,05$). Estas pruebas demostraron un efecto de interacción significativo entre los factores IOS e iluminación de color ambiental sobre los valores de veracidad y precisión de las exploraciones ($P < 0,001$). Asimismo, tanto el factor IOS como la iluminación de color ambiental presentaron un efecto principal significativo sobre los datos de veracidad y precisión ($P < 0,001$).

Para evaluar el efecto de la iluminación ambiental en la exactitud del escaneado (veracidad y precisión) de cada IOS, se utilizó el ANOVA de Welch de 1 vía y la prueba

de Games-Howell para los datos de veracidad, y las pruebas de Kruskal-Wallis y de comparación múltiple por pares con corrección de Bonferroni para los datos de precisión (Figura 40).

Group	df	SS	MS	F	P
IOS-1	6	21180.959	3530.160	17.303	<.001
IOS-2	6	8168.412	1361.402	2.795	.015

df, degrees of freedom; F, F-statistic; MS, mean sum of squares; SS, sum of squares

Figura 39. Resultados de ANOVA para veracidad entre colores de luz ambiental.

El análisis de las diferentes iluminaciones de color ambiente para cada sistema IOS mostró diferencias significativas en la veracidad de las exploraciones entre IOS-1 ($P < .001$) e IOS-2 ($P = .034$). También se obtuvieron diferencias significativas en la precisión para IOS-1 ($P < .001$) e IOS-2 ($P < .001$). En el grupo IOS-1, la luz azul produjo la mejor media de fidelidad ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$) con diferencias significativas respecto a todas las demás condiciones de iluminación probadas ($P < 0,001$ con amarillo, cian y magenta; $P = 0,002$ con rojo; $P = 0,021$ con verde; y $P = 0,035$ con blanco). Sin embargo, bajo luz azul, IOS-1 la precisión ($22,1 \pm 13,5 \mu\text{m}$) fue similar a la obtenida bajo luz blanca ($20,8 \pm 7,3 \mu\text{m}$) ($P = ,236$). La mejor precisión se obtuvo bajo luz ambiental azul. Los segundos valores más altos de veracidad se obtuvieron bajo luz blanca ($23,6 \pm 3,6 \mu\text{m}$) y luz verde ($31,0 \pm 9,3 \mu\text{m}$), sin diferencias significativas entre ellos ($P = ,241$). Por el contrario, los segundos valores de precisión más elevados se obtuvieron bajo luz roja ($28,3 \pm 16,9 \mu\text{m}$) y luz verde ($32,4 \pm 21,9 \mu\text{m}$) ($P = 0,667$).

En el grupo IOS-2, las pruebas estadísticas mostraron diferencias significativas en la veracidad entre las condiciones de luz roja y luz blanca ($P = 0,040$); los valores de desviación más bajos se obtuvieron con luz blanca ($51,9 \pm 16,7 \mu\text{m}$) y los más altos con luz roja ($80,7 \pm 29,0 \mu\text{m}$). Las demás condiciones no difirieron significativamente en términos de veracidad ($P > ,05$). Además, la luz blanca ($63,8 \pm 24,9 \mu\text{m}$) tuvo un valor

medio de precisión similar con respecto a las demás condiciones de iluminación, excepto la luz amarilla ($52,6 \pm 24,0 \mu\text{m}$) y la luz magenta ($38,6 \pm 10,4 \mu\text{m}$), que alcanzaron la precisión más alta, sin diferencias significativas entre ellas ($P=.073$). Se realizó un análisis estadístico para cada IOS y para cada condición de iluminación de color ambiental individualmente. Los resultados demostraron una mejor precisión de escaneado (veracidad y precisión) para el IOS-1 que para el IOS-2 en todas las condiciones de iluminación del color ambiente ($P<0,05$), excepto para la veracidad ($P=0,495$) y la precisión ($P=0,436$) bajo luz cian y sólo para la precisión bajo luz amarilla ($P=0,990$).

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

1. FACTOR DE ILUMINANCIA

Con base en los resultados obtenidos, se encontraron diferencias significativas en la exactitud del escaneo intraoral y el tiempo de escaneado entre todos los IOS analizados bajo las mismas condiciones de iluminación ambiental y entre todas las condiciones de iluminancia cuando se utilizó el mismo IOS. Por lo tanto, se rechazaron las hipótesis nulas H_{01} y H_{02} .

Los valores de mediana más altos obtenidos con todos los IOS bajo todas las condiciones de luz ambiental de escaneo estuvieron entre 36,20 y 75,80 μm en términos de veracidad y entre 24,85 y 52,85 μm en términos de precisión. Las mayores desviaciones en todos los escáneres intraorales estuvieron por debajo del límite de aceptabilidad de 100 μm ,^{53,189–191} en consonancia con los valores informados en estudios previos.^{184,192,193}

La literatura dental previa ha evaluado la precisión de diferentes sistemas IOS en modelos edéntulos con implantes mediante el uso de análisis de desviación tridimensional,^{76,126,184} pero los estudios que analizaron la influencia de las condiciones de luz ambiental en la exactitud son limitados.^{67,122–124,127} Se desconocen estudios previos sobre las condiciones de luz ambiental en la exactitud del escaneo intraoral en situaciones edéntulas con implantes, de esta forma, las comparaciones con estudios previos son un desafío.

Se han establecido diferentes recomendaciones para la iluminación ambiental en la clínica dental según las normas europeas EN 12,464–1¹⁸³ y DIN 6868–157.¹⁹⁴ Para la cavidad oral, como área de tarea visual, se ha sugerido un mínimo de 5000 lux. El área de 1,5 \times 1,5 m que rodea al paciente debe ser de al menos 1000 lux, con una iluminancia

mínima de 500 lux en todas las demás áreas. Se recomienda una iluminación máxima de 100 lux para examinar radiografías. En el presente estudio, además de estos cuatro niveles de iluminancia, se evaluó una iluminancia de 10 000 lux, como Revilla-León et al.^{122,124-127} informaron que este nivel de iluminancia de luz ambiental se puede lograr combinando la iluminación del techo con la luz del sillón dental.

Revilla-León et al.^{122,124,127} analizaron en diferentes estudios in vitro e in vivo la influencia de diferentes condiciones de iluminación ambiental en la precisión de 3 IOS (TRIOS 3, iTero Element y Cerec Omnicam). Los autores informaron que las condiciones de iluminación ambiental deben elegirse según el sistema IOS seleccionado. Además, la iluminancia ambiental de 1000 lux obtuvo los mejores valores de exactitud entre los diferentes IOS probados en comparación con otras condiciones de iluminancia de luz ambiental, pero no hubo una condición de iluminación ambiental óptima para todos los IOS probados.

En un estudio posterior, Koseoglu et al.¹⁹⁵ obtuvieron resultados consistentes con los autores anteriores (Revilla-León¹²²) informaron mejores valores de veracidad en condiciones de iluminación ambiental (1003 lux) que en condiciones de cero luz (0 lux) para el IOS i500. Cabe mencionar que estos estudios^{122,195} fueron estudios in vivo cuyos resultados podrían estar influenciados por factores adicionales como la saliva del paciente.

De forma similar a lo evaluado en la presente investigación, Wesemann et al.¹²³ evaluaron in vitro la exactitud de 6 escáneres intraorales (TRIOS 3, Cerec Omnicam, iTero Element, CS3600, Planmeca Emerald y GC Aadva) para obtener escaneados de arcadas completas con implantes bajo diferentes iluminancias, obteniendo el IOS Trios 3 tuvo la desviación más baja con la variación en la iluminancia. Mientras tanto, Jivanescu et al.¹⁹⁶ fueron los únicos autores que informaron que la influencia de la luz ambiental

parece no ser un factor clínicamente relevante en la precisión de los escaneos. En general, los estudios que emplean diferentes IOS sugieren que la adaptación de la condición de iluminación ambiental a cada uno que se utilice debería mejorar el rendimiento, sin que una única iluminación sea universalmente adecuada para todos los IOS.^{122,124,127}

Ninguno de estos estudios mencionados evaluó la exactitud de los escaneos digitales intraorales de arcadas completamente edéntulas con implantes, por lo que los resultados no fueron directamente comparables con la presente investigación. En esta, la condición de iluminación ambiental de 100 lux obtuvo la mayor precisión para Trios 3 ($34,0 \pm 3,3$ μm de veracidad; $24,5 \pm 14,9$ μm de precisión), Element 5D ($34,5 \pm 7,1$ μm de veracidad; $25,9 \pm 7,6$ μm de precisión) y CS3700 ($34,9 \pm 13,0$ μm de veracidad; $34,6 \pm 19,2$ μm de precisión); 500 lux para CS3600 ($69,5 \pm 24,0$ μm de veracidad; $36,6 \pm 20,1$ μm de precisión); 1000 lux para i500 ($36,2 \pm 5,1$ μm de veracidad; $21,4 \pm 6,8$ μm de precisión); 5000 lux para i700 ($34,8 \pm 2,2$ μm de veracidad; $15,4 \pm 5,0$ μm de precisión); y 10 000 lux para Primescan ($37,4 \pm 37,3$ μm de veracidad; $26,2 \pm 26,2$ μm de precisión). Sin embargo, estos valores de iluminancia ambiental no se correspondieron con los tiempos de escaneo más cortos, excepto para Element 5D y CS3700. En la mayoría de los IOS, el tiempo de escaneo más corto se registró con más de un valor de iluminancia, excepto en el caso del i500 y el CS3600, que fueron de 10 000 lux y 100 lux, respectivamente. Así, con el TRIOS 3, fue de 500, 1000 y 5000 lux; en el Primescan, de 100 y 5000 lux; en el Element 5D, de 100, 5000 y 10 000 lux; en el i700, de 100, 500 y 1000 lux; y en el CS3700, de 100 y 500 lux.

El tiempo de escaneo registrado fue el tiempo total de escaneo, incluido el tiempo de adquisición de imágenes y reubicación en caso de pérdida de registro con el dispositivo. Los tiempos de escaneo más largos se relacionaron con la necesidad de adquirir más imágenes y, por lo tanto, errores inherentes causados por un mayor número

de superposiciones, pero esto puede no ser el caso en la práctica clínica. Un aumento en el tiempo de escaneo puede ser a consecuencia de un mayor número de pérdidas de registro del escáner debido a la dificultad de escanear arcadas edéntulas con implantes, durante cuyo tiempo no se capturan imágenes, y por lo tanto la exactitud no se ve muy afectada. Por esta razón, se da prioridad a establecer la iluminancia más adecuada para cada IOS de acuerdo con los resultados obtenidos para la exactitud (veracidad y precisión). Además, los mejores niveles de iluminancia en términos de exactitud no se correspondieron con los tiempos de escaneado más bajos en la mayoría de los dispositivos, excepto Element 5D y CS3700.

2. FACTOR DE TEMPERATURA DE COLOR

Con base en los hallazgos, ambas hipótesis nulas H_{03} y H_{04} fueron rechazadas. Se encontraron diferencias significativas en la exactitud de escaneado entre los dos IOS probados bajo las mismas condiciones de luz ambiental, y se encontraron diferencias significativas entre las seis condiciones de luz ambiental de escaneado mientras se usaba el mismo sistema IOS.

Estudios previos analizaron la influencia de las condiciones de iluminación ambiental en la exactitud de los escaneos realizados usando diferentes IOS en situaciones dentadas.^{122–124,127} Estos resultados revelaron que la condición de iluminancia recomendada puede variar dependiendo del sistema IOS y el propósito del escaneo digital realizado.

La temperatura de color de la luz ambiental evaluada en los estudios previos fue diferente. Wesemann et al.¹²³ utilizaron una fuente de luz de 5600 K. Revilla-León et al.¹²⁴ emplearon una luz de temperatura de color de espectro blanco de 4100 K. Todos estos

estudios evaluaron la influencia de la iluminancia en la exactitud de escaneo, la calidad de la malla y el tiempo de escaneo, no la variable de temperatura de color de la luz.

Los estudios que analizaron el impacto de diferentes temperaturas de color de las condiciones de luz ambiental en la precisión de los escáneres intraorales son escasos. Arakida et al.⁶⁷ evaluaron la influencia de la iluminancia (0, 500 y 2500 lux) y la temperatura de color (3900, 4100, 7500 y 19 000 K) de la iluminación en la precisión de escaneo de True Definition IOS. Informaron que los 500 lux y los 3900 K obtuvieron la mayor exactitud. Sin embargo, los valores numéricos no son comparables con los del presente estudio, ya que se utilizó una tecnología diferente, solo se digitalizaron dos dientes y el modelo de referencia fue un archivo STL obtenido a través de una máquina de coordenadas.

En la presente investigación, la temperatura de color tuvo un efecto diferente en la precisión para cada IOS probado. Para Trios 4, la precisión no se ve influenciada por la luz de temperatura de color bajo la misma condición de iluminancia. Sin embargo, los escaneos realizados a 1000 lux tuvieron una exactitud mayor que los registrados a 500 lux. Para el i700, no existe una mejor condición de iluminación ambiental para obtener escaneos de mayor precisión. Solo los 3200 K y 1000 lux se identificaron como la peor condición en términos de precisión y, por lo tanto, exactitud. Los valores medios de desviación de la exactitud para todos los grupos evaluados, excepto para 3200 K–1000 lux (108,6 μm), estuvieron por debajo del límite de aceptabilidad de 100 μm ,^{189–191} en consonancia con los valores informados en estudios anteriores.^{184,185,193,197}

3. FACTOR DE COLOR DE LUZ

Los resultados demostraron discrepancias significativas en la exactitud de escaneo entre los IOSs evaluados (Trios 4 y i700) bajo las mismas condiciones de iluminación ambiental, y se encontraron diferencias significativas entre las 7 condiciones de iluminación ambiental utilizando el mismo sistema IOS. Por lo tanto, se rechazaron las hipótesis nulas H_{05} y H_{06} de que no se encontraría una discrepancia significativa en la veracidad o precisión entre los escaneados de implantes de arco completo registrados utilizando los dos IOS probados bajo las 7 condiciones de iluminación ambiental y que no se encontraría una discrepancia significativa en la veracidad o precisión entre los escaneos de implantes de arco completo registrados utilizando los dos IOS probados bajo el mismo color ambiental.

Las condiciones de iluminación ambiental se han identificado previamente como un factor importante relacionado con el operador que puede reducir la exactitud de los IOS ^{123-127,188,196}. Sin embargo, estos estudios utilizaron el color de luz ambiental blanco al evaluar el impacto de las condiciones de iluminación ambiental en la exactitud de los IOS. El blanco es la temperatura de color más frecuente de la iluminación ambiental seleccionada en las prácticas dentales, lo que puede explicar por qué estos estudios seleccionaron ese color de temperatura ambiental específico. Solo un estudio previo⁶⁷ evaluó el impacto de la temperatura de color ambiental en la exactitud de escaneo de un IOS (True Definition; 3M ESPE). La mayoría de los estudios previos evaluaron las condiciones de iluminación ambiental en un arco dentado.^{122-124,127}

Estudios previos han demostrado que la condición de iluminación ambiental tuvo una influencia significativa en la exactitud de escaneo y el tiempo de escaneo, pero que su efecto fue diferente dependiendo del IOS utilizado.^{67,123} No se ha identificado la

condición de iluminación óptima única más adecuada para todos los IOS que puede maximizar la exactitud de los escaneos.

Para la evaluación de este factor de influencia, el nivel de iluminancia establecido fue de 1000 lux de acuerdo con la Norma Europea de Iluminación (EN 12464)¹⁸³ que recomienda 1000 lux para salas médicas o de examen. Se desconoce un estudio previo que considerara el color de la luz ambiental como un factor que puede influir en la exactitud de los IOSs, por lo tanto, no fue posible realizar comparaciones con estudios anteriores.

En la presente investigación, la condición de iluminación ambiental de color influyó en la exactitud de escaneo de los IOS probados de manera diferente. La exactitud más alta para Trios 4 se obtuvo bajo iluminación ambiental azul ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$ de veracidad; $22,1 \pm 13,5 \mu\text{m}$ de precisión) y para i700 bajo iluminación ambiental magenta ($61,2 \pm 16,6 \mu\text{m}$ de veracidad; $38,6 \pm 10,4 \mu\text{m}$ de precisión) e iluminación ambiental amarilla ($65,25 \pm 22,4 \mu\text{m}$ de veracidad; $52,6 \pm 24,0 \mu\text{m}$ de precisión).

Los valores de desviación media de la exactitud de escaneo de los diferentes IOS bajo todas las condiciones de iluminación ambiental de color fueron inferiores a $100 \mu\text{m}$, en consonancia con los valores informados en estudios anteriores,^{74,128,189} para el valor límite clínicamente aceptable para escaneos de arco completo. Sin embargo, no existe un consenso sobre los valores límite de desviación para las prótesis soportadas por implantes.

4. CONSIDERACIONES SOBRE LA METODOLOGÍA Y LIMITACIONES

La metodología utilizada para evaluar la precisión de los IOS se seleccionó para replicar el proceso real de diseño asistido por ordenador, en el que el archivo de la biblioteca de los scan bodies se sustituyó por la superficie de malla correspondiente. Además, para determinar la desviación general en los escaneos, se seleccionó un análisis 3D de la desviación entre escaneos mediante la superposición de la malla para obtener la desviación absoluta con errores RMS. Por lo tanto, en la presente investigación no se realizó un análisis de la desviación lineal y angular de cada implante.

La metodología para el análisis de la exactitud empleada tiene la ventaja de que no está influenciada por la calidad o la resolución de la malla y replica el desarrollo del proceso CAD real en las impresiones digitales de implantes. De esta forma, se identificaron los errores de posición 3D de los implantes, directamente relacionados con el desajuste de la futura estructura protésica.

Una de las limitaciones sobre la metodología de análisis de la exactitud, fue en la evaluación del factor de iluminancia, en la que se llevó a cabo el proceso directamente sobre los archivos obtenidos de los IOSs. Ante la muestra elevada obtenida, se decidió analizar la exactitud de esta forma, que si bien, puede haber influencia de la calidad de la malla en el análisis, nos permitió conocer la magnitud de influencia del factor iluminancia en la exactitud y tiempo de escaneos.

El continuo desarrollo de la tecnología de los IOSs que incluye hardware y software, cabe esperar una mejora continua de la exactitud del escaneado intraoral, minimizando las discrepancias en el solapamiento de imágenes y el procesamiento de la adquisición. Se ha visto que las actualizaciones de softwares¹⁹⁸⁻²⁰⁰ y la aplicación de modelos de inteligencia artificial^{201,202} podría ayudar a optimizar los escaneos digitales intraorales influyendo en la exactitud.

Por otro lado, dada la escasa información sobre la influencia de la secuencia de escaneado en la exactitud, se llevó a cabo una secuencia en zig-zag para todos los IOSs.¹⁹³ Si bien puede ser más favorable para algunos de ellos y penalizar a otros, se decidió emplear la misma secuencia para estandarizar dicho factor y ver como influían los factores a analizar. Como se informa en estudios previos, esta técnica permite un avance continuo a lo largo del arco,^{136,185} y parece ser más exacta que otras según un estudio reciente.²⁰³

Este estudio de investigación presenta las limitaciones de ser un diseño in vitro, y no reproducir las condiciones clínicas reales. Entre estas, no se reprodujeron las condiciones intraorales de limitación de espacio ni ambientales intraorales de temperatura, humedad o luz. En cuanto a esta última condición, en el presente estudio se estableció una intensidad de luz uniforme en todas las áreas, sin reproducir la variación de iluminancia que existe entre los sectores anteriores y posteriores dentales en una condición in vivo.

Otra limitación, es la ausencia de saliva que puede crear reflejos al incidir la luz del escáner en las superficies mojadas, pudiendo verse afectado el rendimiento del escáner intraoral. Además, tampoco es posible reproducir la movilidad de los tejidos blandos que existe en las áreas edéntulas que pueden provocar errores importantes en el procesamiento de imágenes. Por todo ello, han de tenerse en cuenta dichas limitaciones en los resultados obtenidos en la presente investigación.

La variación del método de medición, con una máquina de medición por coordenadas o un escáner industrial, podría influir en los resultados obtenidos. Del mismo modo, la evaluación de las desviaciones lineales y angulares puede ser más significativa desde el punto de vista clínico que las desviaciones RMS analizadas en la presente investigación. Por todo ello, se recomiendan futuras investigaciones para evaluar el efecto

de las condiciones ambientales de iluminación en la exactitud de escaneo de sistemas IOS adicionales en diferentes escenarios clínicos.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Considerando los resultados obtenidos y las limitaciones propias de la investigación llevada a cabo, se puede concluir lo siguiente:

1. La variación de las condiciones de iluminancia ambiental tuvo una influencia significativa en la exactitud y el tiempo de escaneado, pero su efecto fue diferente para cada escáner intraoral usado.
2. Las condiciones de iluminación de la temperatura del color e iluminancia influyeron en la exactitud de escaneado según el dispositivo empleado.
3. La iluminación ambiental en color influyó en la exactitud de los escaneados digitales de implantes de arcada completa. El efecto del color de luz ambiental fue diferente para cada IOS.
4. No se encontró una condición de iluminación universal óptima para maximizar la exactitud del escaneado intraoral. Por lo tanto, esta condición debe seleccionarse específicamente en función del sistema de escáner intraoral utilizado.
5. La iluminancia ambiental óptima para Trios 3, Element 5D y CS3700 fue de 100 lux; para CS3600, de 500 lux; para i500, de 1000 lux; para i700, de 5000 lux, y para Primescan, de 10 000 lux.
6. Para el escáner Trios 4, cualquier temperatura de color probada a 1000 lux mejoró la precisión del escaneado. Para el escáner i700, los 3200 K a 1000 lux disminuyeron la precisión de los escaneados.
7. La mayor exactitud para Trios 4 se obtuvo con luz ambiental azul ($19,8 \pm 1,8 \mu\text{m}$ de veracidad; $22,1 \pm 13,5 \mu\text{m}$ de precisión) y para i700 con luz ambiental magenta ($61,2 \pm 16,6 \mu\text{m}$ de veracidad; $38,6 \pm 10,4 \mu\text{m}$ de precisión) y amarilla ($65,25 \pm 22,4 \mu\text{m}$ de veracidad; $52,6 \pm 24,0 \mu\text{m}$ de precisión).

-
8. Los IOS evaluados en todas las condiciones de iluminación ambiental probadas tenían valores de precisión por debajo del límite de 100 μm , considerado aceptable para exploraciones digitales de implantes de arcada completa.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):445–70.
2. Rose S, Aravindakshan S, Mohamed Usman J, Mohamed R, Menon S, Shafiullah R, et al. Comparative Evaluation of Surface Detail Reproduction and Dimensional Stability of Poly Ether, Vinyl Siloxane, and Vinyl Siloxane Ether Impression Materials: An In vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci.* 2021;13(Suppl 1):S851.
3. Rajendran R, Chander NG, Anitha KV, Muthukumar B. Dimensional accuracy of vinyl polyether and polyvinyl siloxane impression materials in direct implant impression technique for multiple dental implants. *Eur Oral Res.* 2021;55(2):54–9.
4. Carmen M, Fernández G, Pradíes G, Francisco R, Rus M. Estudio experimental in vitro de la fiabilidad de distintas técnicas de impresión en implantología [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2010.
5. Arieli A, Adawi M, Masri M, Weinberg E, Beitlitum I, Pilo R, et al. The Accuracy of Open-Tray vs. Snap on Impression Techniques in A 6-Implant Model: An In Vitro 3D Study. *Materials (Basel).* 2022;15(6).
6. Izadi A, Heidari B, Roshanaei G, Allahbakhshi H, Fotovat F. Comparative study of dimensional accuracy in three dental implant impression techniques: Open tray, closed tray with impression coping, and snap cap. *Journal of Contemporary Dental Practice.* 2018;19(8):974–81.
7. Buzayan M, Rustum Baig M, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):1512–20.

8. Shankar Yr, Sahoo S, Krishna Mh, Kumar Ps, Kumar Ts, Narula S. Accuracy of implant impressions using various impression techniques and impression materials. *Journal of Dental Implants*. 2016;6(1):29.
9. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):517-23.
10. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):185-192.
11. Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(2):218–25.
12. Hernández Rodríguez MJ, Hernández Rodríguez MJ. Estudio comparativo in vitro de la exactitud en la toma de registros para prótesis sobre implantes de arcada completa mediante técnica convencional ferulizada y estereofotogrametría: influencia de la angulación y tipo de conexión. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid. 2019.
13. Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LF, Consani RLX, Mesquita MF, et al. Comparison of the Accuracy of Different Transfer Impression Techniques for Osseointegrated Implants. *J Oral Implantol*. 2015;41(6):662–7.
14. Mariotto GDA, Detogni AC, Persh MC, Sinhoreti MAC, Camilotti V, Mendonça MJ. The Technique and Material Used to Join Transfers Affect the Accuracy and Final Fit of Implant-Supported Protheses-In Vitro Study. *Eur J Dent*. 2024;18(4).
15. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991
16. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1988;117(6):715–20.

17. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc [Internet]. 2006;137 Suppl.
18. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 1998;80(4):450–6.
19. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent. 1998;80(4):394–404.
20. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent. 1996;76(2):187–93.
21. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. J Dent Res. 2018;97(10):1082–91.
22. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. J Esthet Restor Dent. 2020;32(2):171–81.
23. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. 2016;60(2):72–84.
24. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint. Int J Comput Dent. 2015;18(4):343-67.
25. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. Int J Prosthodont. 2007;20(6):573-5.
26. Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H. Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. Int J Prosthodont. 2008;21(4):322-7.
27. Cho GC, Chee WW. Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. J Prosthet Dent. 2004;92(4):354-8.

28. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*. 2014;14:10.
29. Mangano A, Beretta M, Luongo G, Mangano C, Mangano F. Conventional Vs Digital Impressions: Acceptability, Treatment Comfort and Stress Among Young Orthodontic Patients. *Open Dent J*. 2018;12(1):118–24.
30. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(1):121–8.
31. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:113–25.
32. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
33. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017;17(1).
34. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1):111–5.
35. Mangano C, Luongo F, Migliario M, Mortellaro C, Mangano FG. Combining Intraoral Scans, Cone Beam Computed Tomography and Face Scans: The Virtual Patient. *J Craniofac Surg*. 2018;29(8):2241–6.

36. Zarauz C, Sailer I, Pitta J, Robles-Medina M, Hussein AA, Pradíes G. Influence of age and scanning system on the learning curve of experienced and novel intraoral scanner operators: A multi-centric clinical trial. *J Dent.* 2021;115.
37. Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang HL, et al. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2021;25(12):6517–31.
38. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng.* 2014;54:203–21.
39. Schweiger J, Kieschnick A. *CAD/CAM in digital dentistry.* 1th. ed. Germany: Teamwork media GmbH; 2020.
40. Matta RE, Adler W, Wichmann M, Heckmann SM. Accuracy of impression scanning compared with stone casts of implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2017;117(4):507-512.
41. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):194–200.
42. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradíes G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):543-550.
43. Revilla-Leon M, Frazier K, da Costa JB, Kumar P, Duong ML, Khajotia S, et al. Intraoral scanners: An American Dental Association Clinical Evaluators Panel survey. *J Am Dent Assoc.* 2021;152(8):669-670.

44. Al-Hassiny A, Végh D, Bányai D, Végh Á, Géczi Z, Borbély J, et al. User Experience of Intraoral Scanners in Dentistry: Transnational Questionnaire Study. *Int Dent J.* 2023;73(5):754–9.
45. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;8427595.
46. Robles-Medina M, Romeo-Rubio M, Salido MP, Pradíes G. Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy. *Curr Oral Health Rep.* 2020;7(4):361–75.
47. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol.* 2014;7(3):57.
48. Coachman C, Georg R, Bohner L, Rigo LC, Sesma N. Chairside 3D digital design and trial restoration workflow. *J Prosthet Dent.* 2020;124(5):514–20.
49. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 2019;63(2):175–97.
50. Hou X, Xu X, Zhao M, et al. An overview of three-dimensional imaging devices in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2022;34(8):1179-1196.
51. Son K, Lee W, Kim KH, et al. Integration of optical coherence tomography and intraoral scanning for enhanced subgingival finish line trueness: A comparative analysis. *J Prosthet Dent.* Published online June 20, 2025.
52. Schlarp J, Csencsics E, Schitter G. Optical scanning of laser line sensors for 3D imaging. *Appl Opt.* 2018;57(18):5242.
53. Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology. *PLoS One.* 2012;7(8):43312.

54. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dent Mater J.* 2020;39(1):52–6.
55. Escáneres intraorales blog. <https://instituteofdigitaldentistry.com/>.
56. Skramstad MJ. Welcome to Cerec Primescan AC. *Int J Comput Dent.* 2019;22(1):69-78.
57. Escáneres intraorales Dentsply Sirona. <https://www.dentsplysirona.com/es-es/descubrir/descubrir-por-categoria/escaneres-intraorales.html>.
58. Escáneres intraorales iTero. <https://www.itero.com/es/our-solutions>.
59. Escáneres intraorales 3shape. <https://www.3shape.com/es/scanners/trios>.
60. Escáneres intraorales Medit. <https://www.medit.com/digital-dentistry-with-medit-scanners/>.
61. Escáneres intraorales Dexis. <https://dexis.com/es-es/escaner-intraoral>.
62. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1318–23.
63. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health.* 2017;17(1).
64. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):343–52.
65. Gómez-Polo M, Donmez MB, Çakmak G, Yilmaz B, Revilla-León M. Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review. *J Prosthodont.* 2023;32(S2):165-180.

66. Azevedo L, Marques T, Karasan D, Fehmer V, Sailer I, Correia A, et al. Influence of Implant ScanBody Material and Intraoral Scanners on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions. *Int J Prosthodont*. 2024; 7(5):575-582.
67. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*. 2018;62(3):324–9.
68. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J Prosthodont Res*. 2020;64(2):128–36.
69. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Rutkunas V, Ntovas P, Kois JC. Classification of Complete-Arch Implant Scanning Techniques Recorded by Using Intraoral Scanners. *J Esthet Restor Dent*. 2024. doi: 10.1111/jerd.13322. Epub ahead of print
70. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020;124(2):161–7.
71. Ma J, Zhang B, Song H, Wu D, Song T. Accuracy of digital implant impressions obtained using intraoral scanners: a systematic review and meta-analysis of in vivo studies. *Int J Implant Dent*. 2023; 9(1):48.
72. Zhang YJ, Shi JY, Qian SJ, Qiao SC, Lai HC. Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *Int J Oral Implantol*. 2021;14(2):157–79.
73. Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen Y wei, Kotina E, Natto Z, Kang K, et al. Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2020;29(8):660–78.

-
74. Nedelcu R, Olsson P, Thulin M, Nyström I, Thor A. In vivo trueness and precision of full-arch implant scans using intraoral scanners with three different acquisition protocols. *J Dent.* 2023 Jan 1;128:104308.
 75. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):96–104.
 76. Bilmenoglu C, Cilingir A, Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2020 Dec;124(6):755-760.
 77. Revilla-León M, Att W, Özcan M, Rubenstein J. Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *J Prosthet.* 2021;125(3):470–8.
 78. Kern FR, Recca M, Vach K, Nahles S, Nelson K, Flügge T V. In vitro scanning accuracy using different aids for multiple implants in the edentulous arch. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(10):1010–20.
 79. Wu HK, Wang J, Chen G, Huang X, Deng F, Li Y. Effect of novel prefabricated auxiliary devices attaching to scan bodies on the accuracy of intraoral scanning of complete-arch with multiple implants: An in-vitro study. *J Dent.* 2023;138.
 80. Rutkunas V, Bilius V, Simonaitis T, Auskalnis L, Jurgilevicius J, Akulauskas M. The effect of different implant impression splinting techniques and time on the dimensional accuracy: An in vitro study. *J Dent.* 2022;126:104267.
 81. Klein M, Tuminelli FJ, Sallustio A, Giglio GD, Lerner H, Berg RW, et al. Full-arch restoration with the NEXUS IOS® system: A retrospective clinical evaluation of 37 restorations after a one year of follow-up. *J Dent.* 2023;139:104741.

-
82. Llansana F, Guirao S, Kois JC, Revilla-León M. Calibrated splinting framework for complete arch intraoral implant digital scans manufactured by combining milled and additively manufacturing technologies: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2024;132(4).
 83. Liaropoulou GM, Kamposiora P, Quílez JB, Cantó-Navés O, Foskolos PG. Reverse impression technique: A fully digital protocol for the fabrication of the definitive fixed prosthesis for completely edentulous patients. *J Prosthet Dent.* 2024;132(6).
 84. Kernen F, Kramer J, Wanner L, Wismeijer D, Nelson K, Flügge T. A review of virtual planning software for guided implant surgery - data import and visualization, drill guide design and manufacturing. *BMC Oral Health.* 2020;20(1).
 85. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018;26(3):101–21.
 86. Merrill TC, Mackey T, Lung D, Naseem A, Abduo J. Effect of Chairside CAD/CAM Restoration Type on Marginal Fit Accuracy: A Comparison of Crown, Inlay and Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2021;29(2):119–27.
 87. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent.* 2018;69:110–8.
 88. Rutkūnas V, Gečiauskaitė A, Jegelevičius D, Vaitiekūnas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:101–20.
 89. Berrendero S, Salido MP, Ferreira A, Valverde A, Pradíes G. Comparative study of all-ceramic crowns obtained from conventional and digital impressions: clinical findings. *Clin Oral Investig.* 2019;23(4):1745–51.

90. Sawase T, Kuroshima S. The current clinical relevancy of intraoral scanners in implant dentistry. *Dent Mater J.* 2020;39(1):57–61.
91. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:22–38.
92. Srinivasan M, Meyer S, Mombelli A, Müller F. Dental implants in the elderly population: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(8):920–30.
93. Michelinakis G, Apostolakis D, Kamposiora P, Papavasiliou G, Özcan M. The direct digital workflow in fixed implant prosthodontics: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2021;21(1):37.
94. Tan MY, Yee SHX, Wong KM, Tan YH, Tan KBC. Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(2):366–80.
95. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol.* 2014;40(6):758–66.
96. Winter W, Klein D, Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *J Oral Implantol.* 2013;39(1):23–9.
97. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:121–38.

98. Jiang X, Lin Y, Cui HY, Di P. Immediate loading of multiple splinted implants via complete digital workflow: A pilot clinical study with 1-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(3):446–53.
99. Azevedo L, Marques T, Karasan D, Fehmer V, Sailer I, Correia A, et al. Effect of splinting scan bodies on the trueness of complete arch digital implant scans with 5 different intraoral scanners. *J Prosthet Dent*. 2024;132(1):204–10.
100. Mandelli F, Gherlone E, Keeling A, Gastaldi G, Ferrari M. Full-arch intraoral scanning: comparison of two different strategies and their accuracy outcomes. *Journal of Osseointegration*. 2018;10(3):65–74.
101. Gómez-Polo M, Sallorenzo A, Cascos R, Ballesteros J, Barmak AB, Revilla-León M. Conventional and digital complete arch implant impression techniques: An in vitro study comparing accuracy. *J Prosthet Dent*. 2024;132(4).
102. ISO 5725-1:1994 Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results Part 1: General principles and definitions. <https://www.iso.org/standard/11833.html>
103. La actividad científica FisiQuímicamente <https://fisiquimicamente.com/recursos-fisica-quimica/apuntes/4eso/actividad-cientifica/>
104. Revilla-León M, Lanis A, Yilmaz B, Kois JC, Gallucci GO. Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. *J Prosthodont*. 2023;32(S2):150–64.
105. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2-Patient factors. *J Esthet Restor Dent*. 2023 Jan 1;35(1):241–9.

106. Revilla-León M, Kois DE, Kois JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023;35(1):230–40.
107. Gómez-Polo M, Ortega R, Sallorenzo A, Agustín-Panadero R, Barmak AB, Kois JC, et al. Influence of the surface humidity, implant angulation, and interimplant distance on the accuracy and scanning time of complete-arch implant scans. *J Dent*. 2022;127:104307.
108. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci G, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):836–45.
109. Carneiro Pereira AL, Medeiros VR, da Fonte Porto Carreiro A. Influence of implant position on the accuracy of intraoral scanning in fully edentulous arches: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2021;126(6):749–55.
110. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):853–62.
111. Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent*. 2018:3761750.
112. Chia V, Esguerra R, Teoh K, Teo J, Wong K, Tan K. In Vitro Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: The Effect of Implant Angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(2):313–21.
113. Gómez-Polo M, Sallorenzo A, Ortega R, Gómez-Polo C, Barmak AB, Att W, et al. Influence of implant angulation and clinical implant scan body height on the

-
- accuracy of complete arch intraoral digital scans. *J Prosthet Dent.* 2024;131(1):119–27.
114. Sallorenzo A, Gómez-Polo M. Comparative study of the accuracy of an implant intraoral scanner and that of a conventional intraoral scanner for complete-arch fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):1009–16.
115. Yilmaz H, Arınç H, Çakmak G, Atalay S, Donmez MB, Kökat AM, et al. Effect of scan pattern on the scan accuracy of a combined healing abutment scan body system. *J Prosthet Dent.* 2024;131(1):110–8.
116. Donmez MB, Çakmak G, Atalay S, Yilmaz H, Yilmaz B. Trueness and precision of combined healing abutment-scan body system depending on the scan pattern and implant location: An in-vitro study. *J Dent.* 2022;124:104169.
117. Gómez-Polo M, Cascos R, Ortega R, Barmak AB, Kois JC, Revilla-León M. Influence of arch location and scanning pattern on the scanning accuracy, scanning time, and number of photograms of complete-arch intraoral digital implant scans. *Clin Oral Implants Res.* 2023;34(6):591–601.
118. Kanjanasavitree P, Thammajaruk P, Guazzato M. Comparison of different artificial landmarks and scanning patterns on the complete-arch implant intraoral digital scans. *J Dent.* 2022;125:104266.
119. Li Z, Huang R, Wu X, Chen Z, Huang B, Chen Z. Effect of Scan Pattern on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions with Two Intraoral Scanners. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(4):731–9.
120. Revilla-León M, Gohil A, Barmak AB, Gómez-Polo M, Pérez-Barquero JA, Att W, et al. Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry.* *J Prosthet Dent.* 2023;130(5):755-760.

121. Park HN, Lim YJ, Yi WJ, Han JS, Lee SP. A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):58–64.
122. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont.* 2020 Feb;29(2):107–13.
123. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent.* 2021;125(6):924-931.
124. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2020;124(3):372–8.
125. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Lighting Conditions on the Mesh Quality of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont.* 2020;29(8):651–5.
126. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, et al. Intraoral digital scans: Part 2-influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2020;124(5):575-580.
127. Revilla-León M, Subramanian SG, Att W, Krishnamurthy VR. Analysis of Different Illuminance of the Room Lighting Condition on the Accuracy (Trueness and Precision) of An Intraoral Scanner. *Journal of Prosthodontics.* 2021;30(2):157–62.

128. Koseoglu M, Kahramanoglu E, Akin H. Evaluating the Effect of Ambient and Scanning Lights on the Trueness of the Intraoral Scanner. *Journal of Prosthodontics*. 2021;30(9):811–6.
129. Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M. Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent*. 2016;116(2):221–30.
130. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*. 2018;119(2):225–32.
131. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares L do N, Rizzante FAP, George FM, et al. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*. 2021;125(2):294–9.
132. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, et al. Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *J Prosthet Dent*. 2022;128(4):632–8.
133. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*. 2013;16(1):11–21.
134. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*. 2016;47(4):343–9.
135. Mennito AS, Evans ZP, Lauer AW, Patel RB, Ludlow ME, Renne WG. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(2):113–8.

-
136. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):85–95.
 137. Zarone F, Ruggiero G, Ferrari M, Mangano F, Joda T, Sorrentino R. Comparison of different intraoral scanning techniques on the completely edentulous maxilla: An in vitro 3-dimensional comparative analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;124(6):762.e1-762.e8.
 138. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont.* 2020;29(6):518–23.
 139. Son KB Da, Jin MU, Lee KB. Feasibility of using an intraoral scanner for a complete arch digital scan, part 2: A comparison of scan strategies. *J Prosthet Dent.* 2023;129(2):341–9.
 140. Pattamavilai S, Ongthiemsak C. Accuracy of intraoral scanners in different complete arch scan patterns. *J Prosthet Dent.* 2024 Jan;131(1):155-162.
 141. Li Z, Huang R, Wu X, Chen Z, Huang B, Chen Z. Effect of Scan Pattern on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions with Two Intraoral Scanners. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(4):731–9.
 142. Chen Y, Zhai Z, Watanabe S, Nakano T, Ishigaki S. Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *J Dent.* 2022;124:104220.
 143. Diker B, Tak Ö. Accuracy of six intraoral scanners for scanning complete-arch and 4-unit fixed partial dentures: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022;128(2):187–94.

144. Gómez-Polo M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadía M, Revilla-León M. Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study. *J Dent*. 2021 Jul;110:103690.
145. Revilla-León M, Sicilia E, Agustín-Panadero R, Gómez-Polo M, Kois JC. Clinical evaluation of the effects of cutting off, overlapping, and rescanning procedures on intraoral scanning accuracy. *J Prosthet Dent*. 2023 Nov;130(5):746-754.
146. Revilla-León M, Quesada-Olmo N, Gómez-Polo M, Sicilia E, Farjas-Abadía M, Kois JC. Influence of rescanning mesh holes on the accuracy of an intraoral scanner: An in vivo study. *J Dent*. 2021;115:103851.
147. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Neumann M, Street A. Digital impressions' accuracy through "cut-out-rescan" and "data exchange by over scanning" techniques in complete arches of two intraoral scanners and CAD/CAM software. *J Prosthodont Res*. 2022;66(3):509–13.
148. Gómez-Polo M, Immorlano MG, Cascos-Sánchez R, Ortega R, Barmak AB, Kois JC, et al. Influence of the dental arch and number of cutting-off and rescanning mesh holes on the accuracy of implant scans in partially edentulous situations. *J Dent*. 2023;137:104667.
149. Kim JH, Kim JH, Son KB Da, Son KB Da, Lee KB, Lee KB, et al. Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(5):307–15.
150. Diker E, Terzioglu H, Gouveia DNM, Donmez MB, Seidt J, Yilmaz B. Effect of material type, torque value, and sterilization on linear displacements of a scan body: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023;25(2):419–25.

151. Shi X, Liu X, Liu S, Wang M, Liu F. Vertical Deviation Caused by Tightening Torque on Implant Scan Body: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2022;35(5):653–9.
152. Sawyers J, Baig M, ElMasoud B. Effect of Multiple Use of Impression Copings and Scanbodies on Implant Cast Accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(4):891–8.
153. Arcuri L, Lio F, Campana V, Mazzetti V, Federici FR, Nardi A, et al. Influence of Implant Scanbody Wear on the Accuracy of Digital Impression for Complete-Arch: A Randomized In Vitro Trial. *Materials (Basel).* 2022;15(3):927.
154. Gómez-Polo M, Álvarez F, Ortega R, Gómez-Polo C, Barmak AB, Kois JC, et al. Influence of the implant scan body bevel location, implant angulation and position on intraoral scanning accuracy: An in vitro study. *J Dent.* 2022 Jun;121:104122.
155. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-454.e10.
156. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008;21(5):374–7.
157. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL, Gonzalo E, Suárez MJ, et al. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2009;22(4):374-7.
158. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent.* 2011;36(1):72–9.
159. McLean JW, Von F. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107–11.

160. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):239–47.
161. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):108–14.
162. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(4):196–203.
163. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(1):16–23.
164. Abu Ghofa A, Önöral Ö. An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw-retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. *J Prosthet Dent*. 2023;129(3):440–6.
165. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent [Internet].* 2000 [cited 2024 Sep 15];83(5):555–61.
166. Gabriella A, Presotto C, Lopes C, Bhering B, Ferraz Mesquita M, Adelino V, et al. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017 Mar;117(3):373-379.
167. Presotto AGC, Barão VAR, Bhering CLB, Mesquita MF. Dimensional precision of implant-supported frameworks fabricated by 3D printing. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):38-45.

168. Taşın S, Turp I, Bozdağ E, Sünbülüoğlu E, Üşümez A. Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):47–53.
169. Jokstad A, Shokati B. New 3D technologies applied to assess the long-term clinical effects of misfit of the full jaw fixed prosthesis on dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(10):1129–34.
170. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:63-9.
171. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Fall;6(3):270-6.
172. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243–9.
173. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):532–8.
174. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003 Apr;89(4):346-51.
175. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(3):608–21.

176. Gomes ÉA, Tabata LF, Barão VAR, Delben JA. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2009;20(6):2000–5.
177. Abasolo M, Aguirrebeitia J, Vallejo J, Albizuri J, Coria I. Influence of vertical misfit in screw fatigue behavior in dental implants: A three-dimensional finite element approach. *Proc Inst Mech Eng H.* 2018;232(11):1117–28.
178. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2011;24(3):207–20.
179. García-Martínez I, CáceresMonllor D, Solaberrieta E, Ferreiroa A, Pradies G. Accuracy of digitization obtained from scannable and non-scannable elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2021;125(2):300–6.
180. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont.* 2018;31(2):171–5.
181. ISO 10360-2:2009 - Geometrical product specifications (GPS) —Acceptance and reverification tests for coordinate measuring machines (CMM) — Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions. Available from: <https://www.iso.org/standard/40954.html>
182. UNE EN 12464-1:2012 Light and lighting - Lighting of work places - Part 1: Indoor work places - European Standards. Available from: <https://www.en-standard.eu/une-en-12464-1-2012-light-and-lighting-lighting-of-work-places-part-1-indoor-work-places/>

-
183. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*. 2016;11(9):e0163107.
 184. Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):263.
 185. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):92.
 186. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):101.
 187. Revilla-León M, Methani MM, Özcan M. Impact of the ambient light illuminance conditions on the shade matching capabilities of an intraoral scanner. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(6):906–12.
 188. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res*. 2017;61(4):450–9.
 189. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont*. 2018;31(2):107–13.
 190. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9–17.

191. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, De Bruyn H. Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35(1):115–21.
192. Flügge T V, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(3):471–8.
193. DIN 6868-157:2020-11 Image quality assurance in diagnostic X-ray ordinance acceptance and constancy test of image display systems in their environment. Available from: <https://tienda.aenor.com/norma-din-6868-157-2020-11-329533132>
194. Koseoglu M, Kahramanoglu E, Akin H. Evaluating the Effect of Ambient and Scanning Lights on the Trueness of the Intraoral Scanner. *J Prosthodont.* 2021;30(9):811–6.
195. Jivanescu A, Faur AB, Rotar RN. Can Dental Office Lighting Intensity Conditions Influence the Accuracy of Intraoral Scanning? *Scanning.* 2021;2021:9980590.
196. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(6):648–53.
197. Schmalzl J, Róth I, Borbély J, Hermann P, Vecsei B. The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners. *BMC Oral Health.* 2023;23(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37061664/>
198. Vag J, Renne W, Revell G, Ludlow M, Mennito A, Teich S, et al. The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int.* 2021;52(7):636–44.

-
199. Zarauz C, Pradíes GJ, Chebib N, Dönmez MB, Karasan D, Sailer I. Influence of age, training, intraoral scanner, and software version on the scan accuracy of inexperienced operators. *J Prosthodont*. 2023;32(S2):135–41.
 200. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Vyas S, Barmak BA, Galluci GO, Att W, et al. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2023;129(2):293–300.
 201. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Vyas S, Barmak AB, Gallucci GO, Att W, et al. Artificial intelligence models for tooth-supported fixed and removable prosthodontics: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2023;129(2):276–92.
 202. Robert N, Bechet E, Albert A, Lamy M. Influence of the scanning path on the accuracy of intraoral scanners in the implanted edentulous patient: an in vitro study. *Int J Comput Dent*. 2024;0(0):0.

ANEXO

ANEXO - ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Características de algunos escáneres intraorales ⁴⁶	35
Figura 2. Tecnología de Triangulación. ⁵³	38
Figura 3. Tecnología de microscopía láser confocal ⁵³	38
Figura 5. Tecnología muestreo activo de frente de onda. ⁵³	39
Figura 6. Ejemplos de algunos escáneres intraorales del mercado. ⁵⁵	40
Figura 7. Primescan, Primescan Connect, Primescan 2 (de izquierda a derecha). ⁵⁷	41
Figura 8. iTero Element 5D, iTero Lumina Cart, iTero Lumina Mobile (de izquierda a derecha). ⁵⁸	42
Figura 9. Trios 5, Trios 4, Trios 3 (de arriba abajo). ⁵⁹	43
⁹ Figura 10. Escáner Medit i900, i700 Wireless, i700 wired, i600 (de izquierda a derecha). ⁶⁰	44
Figura 11. Escáner DEXIS IS 3600, 3700, 3800. ⁶¹	45
.....	48
Figura 12. Técnica de escaneado de arcada completa sin ferulización. ⁶⁹	48
Figura 13. Técnica de escaneado de arcada completa con ferulización no calibrada. ⁶⁹	49
Figura 14. Técnica de escaneado de arcada completa con scan bodies calibrados. ⁶⁹	50
Figura 15. Técnica de escaneado de arcada completa con estructura calibrada. ⁶⁹	50
Figura 16. Técnica de escaneado de arcada completa de impresión inversa. ⁶⁹	51
Figura 17. Representación gráfica de conceptos de exactitud, veracidad y precisión. ¹⁰³	54
Figura 18. Modelo mandibular.	71
Figura 19. Modelo maxilar.	72
Figura 20. Características de escáneres intraorales empleados.	73
Figura 21. Fuente de luz para determinar diferentes niveles de iluminancia.	74
Figura 22. Fuente de luz para establecer luces de temperatura de color diferentes.....	75

Figura 23. Condiciones lumínicas de temperatura de color, 3200 K, 4400 K, 5600 K (de izquierda a derecha).....	75
Figura 24. Foco de luz para establecer luces de colores.....	77
Figura 25. Condiciones lumínicas de color de luz.....	77
Figura 26. Mapa colorimétrico de análisis de discrepancias.	79
Figura 27. Portada de artículo científico 1.	81
Figura 28. Tabla de resultados factor iluminancia y tiempo de escaneado.....	84
Figura 29. Diagrama de cajas de veracidad e iluminancia.	86
Figura 30. Diagrama de cajas de precisión e iluminancia.	86
Figura 31. Diagrama de líneas de tiempo escaneado e iluminancia.	87
Figura 32. Diagrama de cajas de tiempo de escaneado e iluminancia.	88
Figura 33. Portada artículo científico 2.	89
Figura 34. Resultados de veracidad y precisión de iluminancia y temperatura de color.	91
Figura 35. Diagrama de cajas de exactitud según iluminancia y temperatura de color para Trios 4.....	92
Figura 36. Diagrama de cajas de exactitud según iluminancia y temperatura de color para i700.	92
Figura 37. Portada artículo científico 3.	95
Figura 38. Resultados de veracidad (trueness) y precisión (precision) según color de luz.	97
Figura 39. Diagrama de cajas de exactitud. B, azul; G, verde; GB, cian; R, rojo; RB, magenta; RG, amarillo; RMS, raíz cuadrática media.	98
Figura 40. Resultados de ANOVA para veracidad entre colores de luz ambiental.....	99

