

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Impacto de condiciones intra y extraorales en la eficacia y
eficiencia de dos sistemas de escaneado intraoral**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

César Martínez Rodríguez

Directores

Alejandro Iglesias Linares
José M^a Martínez González

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Impacto de condiciones intra y extraorales en la
eficacia y eficiencia de dos sistemas de escaneado
intraoral.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

César Martínez Rodríguez

DIRECTORES

Prof. Dr. Alejandro Iglesias Linares
Prof. Dr. José María Martínez González

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Impacto de condiciones intra y extraorales en la
eficacia y eficiencia de dos sistemas de escaneado
intraoral.**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

César Martínez Rodríguez

DIRECTORES

Prof. Dr. Alejandro Iglesias Linares
Prof. Dr. José María Martínez González

**Dedicada a mis abuelos,
por haberme hecho ser mejor
persona cada día**

AGRADECIMIENTOS

- Al Prof. Alejandro Iglesias Linares, por confiar en mí, y brindarme la posibilidad de realizar este trabajo
- Al Prof. José M^a Martínez González, por su apoyo incondicional en este trabajo de investigación
- Al Prof. Jose Maria Marín, por darme la oportunidad de aprender y formarme como ortodoncista y persona en el Máster de Ortodoncia de la Universidad Complutense de Madrid.
- Al Prof. Jose Maria Alaman, por su paciencia, dedicación, y conocimientos que me ha transmitido durante los últimos años
- A la Prof. Maria Dolores Oteo por darme la oportunidad de mejorar en el mundo docente, y poder recibir sus consejos profesionales y humanos que me han servido tantas veces
- A la Dra. Coro Manrique porque con ella aprendí la base de la ortodoncia, y sin su constante apoyo nada de esto hubiera sido posible
- Al Prof. Ricardo Ortega Aranegui, por su inestimable ayuda de forma desinteresada para culminar finalmente este proyecto
- A la Dra. Patricia Junco, por su colaboración en este trabajo

- A mis padres, Natalia y Jose Maria, por ayudarme a ser la persona que soy hoy, y por la confianza y el apoyo que siempre me han dado
- A mis hermanos, Natalia y Jose Maria, que siempre me han prestado su apoyo, y me han animado en la elaboración de este trabajo
- A mi novia, Loreto, por el tiempo que te he robado, gracias por animarme cada dia a conseguir mis objetivos, nada de esto sin ti, hubiera sido posible

ÍNDICE

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN

1. 1 CAD/CAM en Odontología

1.1.1. Antecedentes históricos

1.1.2. Fases del CAD/CAM

1. 2 Escaneado 3D

1. 3 Escaneado extraoral

1.3.1. Escáneres extraorales de contacto (mecánico)

1.3.2. Escáneres extraorales de no contacto (óptico)

1. 4 Transformación hacia los escáneres intraorales

1. 5 Sistemas de escaneado intraoral

1.5.1. 3Shape TRIOS®

1.5.2. ITERO®

1.5.3. Cerec

1.5.4. E4D Dentist

1.5.5. 3M True Definition

1.5.6. Zfx Intrascan

1.5.7. Lava Chairside Oral Scanner C.O.S.

1.5.8. CS 3500

1.5.9. IOS FastScan

1. 6 Tipos de archivos

1. 7 Funcionamiento de los escáneres intraorales

1. 8 Principales sistemas de escaneado intraoral

1.9 Principios de escaneado intraoral

1.9.1. Microscopia confocal

1.9.2. Técnicas de triangulación

1.9.3. Muestreo activo de onda

1.9.4. Tomografía óptica coherente

2. JUSTIFICACIÓN

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivos generales

4.2 Objetivos específicos

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 Búsqueda bibliográfica

5.2 Diseño del estudio experimental

5.3 Obtención del modelo maestro ideal control

5.4 Preparación de la configuración virtual: modificaciones intraorales [apiñamiento e inclinación molar]

5.5 Intensidad de fuente de luz externa

5.6 Escáner y método de escaneado

5.7 Evaluación de la eficiencia y la eficacia en el escaneado

5.7.1. Evaluación de la eficiencia del escaneo

5.7.2. Evaluación de la eficacia del escaneo: superposiciones virtuales

5.8 Análisis estadístico

5.8.1. Calibración, operadores y precisión del método empleado

5.8.2. Evaluaciones de eficacia y eficiencia

6. RESULTADOS

6.1. Resultados de la eficiencia y eficacia del escaneado:
ESCÁNER ITERO

6.1.1. Número de imágenes en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.1.2. Número de imágenes en las diferentes condiciones de inclinación molar.

6.1.3. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.1.4. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación molar.

6.1.5. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.1.6. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación.

6.1.7. Volumen no detectado en diferentes condiciones de apiñamiento.

6.1.8. Volumen no detectado en diferentes condiciones de inclinación

6.2. Resultados de la eficiencia y eficacia del escaneado:

ESCÁNER TRIOS®

6.2.1. Número de imágenes en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.2.2. Número de imágenes en las diferentes condiciones de inclinación molar.

6.2.3. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.2.4. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación molar.

6.2.5. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

6.2.6. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación.

6.2.7. Volumen no detectado en diferentes condiciones de apiñamiento.

6.2.8. Volumen no detectado en diferentes condiciones de inclinación.

6.3. Comparación de la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER ITERO®

6.3.1. Apiñamiento de 2 mm (Grupo 1)

6.3.2. Apiñamiento de 4 mm (Grupo 2)

6.3.3. Apiñamiento de 7 mm (Grupo 3)

6.3.4. Inclinación molar 0 grados (grupo 4)

6.3.5. Inclinación molar 15 grados (grupo 5)

6.3.6. Inclinación molar de 30 grados (grupo 6)

6.4. Comparación de la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER TRIOS®

6.4.1. Apiñamiento de 2 mm (grupo 1)

6.4.2. Apiñamiento de 4 mm (grupo 2)

6.4.3. Apiñamiento 7 mm (grupo 3)

6.4.4. Inclinación molar 0 grados (grupo 4)

6.4.5. *Inclinación 15 grados (grupo 5)*

6.4.6. *Inclinación de 30 grados (grupo 6)*

6.5 Influencia del grado de apiñamiento e inclinación sobre la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER ITERO®

6.5.1. *Diferencias en el número de imágenes, según los grados de apiñamiento:*

6.5.2. *Diferencias en el tiempo, según los grados de apiñamiento*

6.5.3. *Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de apiñamiento:*

6.5.4. *Diferencias en el volumen no detectado según los grados de apiñamiento:*

6.5.5. *Diferencias en el número de imágenes según los grados de inclinación:*

6.5.6. *Diferencias en el tiempo según los grados de inclinación:*

6.5.7. *Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de inclinación:*

6.5.8. *Diferencias en el volumen no detectado según los grados de inclinación:*

6.6. Análisis intergrupos de las diferentes condiciones de iluminación con el ESCÁNER TRIOS®

6.6.1. *Diferencias en el número de imágenes, según los grados de apiñamiento:*

6.6.2. *Diferencias en el tiempo, según los grados de apiñamiento:*

6.6.3. *Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de apiñamiento:*

6.6.4. *Diferencias en el volumen no detectado según los grados de apiñamiento:*

6.6.5. *Diferencias en el número de imágenes según los grados de inclinación:*

6.6.6. *Diferencias en el tiempo según los grados de inclinación:*

6.6.7. *Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de inclinación:*

6.6.8. *Diferencias en el volumen no detectado según los grados de inclinación:*

6.7. Análisis comparativo entre los ESCÁNERES TRIOS® e ITERO® en los diferentes grupos de estudio.

6.7.1. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 1 (Apiñamiento de 2 mm)*

6.7.2. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 2 (Apiñamiento de 4 mm)*

6.7.3. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 3 (Apiñamiento de 7 mm)*

6.7.4. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 4 (Inclinación molar 0 grados)*

6.7.5. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 5 (Inclinación de 15 grados)*

6.7.6. *Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 6 (Inclinación molar de 30 grados)*

7. DISCUSIÓN

8. CONCLUSIONES

9. BIBLIOGRAFÍA

10. RESUMEN

11. ANEXOS

Anexo I. Abreviaturas

Anexo II. Publicación

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La aparición de la odontología digital en el campo de la odontología, ha permitido entre otras cosas el relevo de impresiones convencionales por impresiones digitales, lo que permite el desarrollo de herramientas de diagnóstico complementarias y procedimientos terapéuticos basados en un flujo de trabajo digital (1-3). Durante las últimas décadas, las impresiones digitales se introdujeron en el campo de la odontología, para acelerar el proceso de captación de datos, y para eliminar la mayoría de los inconvenientes que generalmente se encuentran en las impresiones convencionales.

Inicialmente, la baja resolución, y el proceso lento de captación eran circunstancias recurrentes que ocasionaban desajustes en estas tecnologías. Sin embargo, se ha producido un aumento en la tecnología digital provocado por avances espectaculares en imágenes intraorales, en la fabricación de tecnologías, factores ambientales, y por las preocupaciones relacionadas con los subproductos del proceso clásico de fabricación de restauraciones dentales de forma indirecta (4,5).

La integración de estos sistemas tecnológicos con los avances en biomateriales, ha permitido eficiencia en el tiempo de trabajo, mayor predicción del proceso del tratamiento clínico, así como una disminución de las imperfecciones que se llevan a cabo en el tratamiento con las técnicas convencionales. Es por ello, que la tecnología digital va ganando en importancia, y en la actualidad las impresiones físicas disminuyen su relevancia, hasta generar controversia sobre si siguen siendo el sistema de referencia (6,7).

La disponibilidad de la tecnología virtual está creciendo rápidamente, con un diagnóstico digital del paciente, planificación del tratamiento, secuencia del proceso y los resultados. El escaneo digital se puede usar ampliamente en las diferentes ramas de la Odontología para una diversidad de aplicaciones. La validez, fiabilidad, y reproducibilidad de los modelos digitales obtenidos a partir de un escáner intraoral permite una mejor comunicación con el laboratorio, así como disminuir el riesgo de pérdida, para una adecuada confección de aparatos o restauraciones (8-10).

Por tanto, la aparición de la odontología digital conlleva, entre otras cosas, la sustitución de impresiones convencionales por impresiones digitales, que son transformadas en

modelos virtuales y posteriormente son utilizados para el diagnóstico y/o planificación de tratamientos en la clínica odontológica (11,12).

Ambos sistemas (impresiones digitales y convencionales) presentan ventajas e inconvenientes, pero la introducción de los escáneres intraorales en la práctica odontológica, y su popularización, hace que las ventajas vayan siendo cada día mayores y se vayan subsanando los inconvenientes que puedan surgir (13-15). Por ello, se han ido desarrollando nuevas generaciones de escáneres mejorados para hacer más sencillo, cómodo y rápido el proceso de obtención de una impresión y la posterior obtención de un modelo de estudio (16).

Estos escáneres aparecieron inicialmente para escanear un único diente para realizar restauraciones protésicas, posteriormente para un cuadrante y finalmente una arcada completa (17,18).

El éxito de los tratamientos realizados con un escáner intraoral depende de varios factores, siendo uno de los más importantes la precisión. Por tanto, factores como la falta de ajuste, o discrepancias marginales entre el modelo y la restauración pueden dar lugar a errores que conllevan al fracaso de la restauración. En cuanto al análisis de la exactitud y fiabilidad de distintos escáneres intraorales existe un número limitado de estudios que determinen estos parámetros en la realización de un escaneado completo de ambas arcadas (19-21). En cuanto al escaneado de un único diente, la precisión es mayor cuando se compara con una impresión convencional, pero a medida que ampliamos la zona de escaneado la precisión tiende a disminuir (22,23).

Estos parámetros son esenciales para realizar un correcto diagnóstico y posterior planificación.

1.1 CAD/CAM en Odontología

1.1.1 Antecedentes históricos

Las siglas CAD/CAM, proceden de la forma abreviada en inglés “Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing” (24-26), lo que en español significa Diseño Asistido por Ordenador y Fabricación Asistida por Ordenador.

La tecnología CAD/CAM tuvo su origen en los años 50, en la que algunas compañías de aviación y automovilismo desarrollaron este tipo de software (27). No fue hasta principios de los años 80 cuando se inició el uso de la tecnología CAD/CAM en Odontología, por medio de la cual empezaron a fabricarse restauraciones a través de un diseño computerizado y fabricadas mediante un proceso de fresado de manera digital. Las dos empresas pioneras en la tecnología CAD/CAM fueron Sirona Simens (Alemania) y Nobelbiocare (Suecia), con sus productos Cerec y Procera respectivamente (27).

En la actualidad, existen muchas alternativas en lo referente a CAD/CAM, ya que la evolución constante en la Odontología ha permitido un incremento en el uso de esta tecnología (28-30). Éste aumento ha sido provocado por el continuo avance en imágenes intraorales, en tecnologías de fabricación y por preocupaciones medioambientales relacionadas con los productos del proceso clásico de fabricación de restauraciones dentales indirectas. Las ventajas de la tecnología CAD/CAM están incluidas en los protocolos de las impresiones y modelos digitales, articuladores virtuales, y arco facial (31,32).

La investigación y la producción de materiales adecuados para el procesamiento CAD / CAM es uno de los campos de más rápido crecimiento y cambio en los materiales dentales (33,34). Un sistema CAD-CAM confiable debe poder mecanizar diferentes materiales de restauración de forma adecuada y precisa para la producción de restauraciones de alta calidad (35-37).

1.1.2 Fases del CAD/CAM

El sistema CAD/CAM se realiza mediante tres fases:

La primera fase está relacionada con digitalizar aquel diente o dientes a los que vamos a realizar el tratamiento. Para ello se obtiene los datos mediante un sistema de captación de ambas arcadas, así como de la relación oclusal inter-arcada para generar un modelo virtual (38,39).

En la segunda fase, denominada CAD, se hace un diseño y planificación a través de un ordenador mediante un software tridimensional hasta obtener un resultado óptimo. El software es específico dependiendo del sistema utilizado. La digitalización puede ser de forma directa a través de escáneres intraorales (Figura 1.1.1.); o de forma indirecta mediante escáneres extraorales a partir de una impresión convencional. A su vez, la digitalización puede ser en contacto directo con el objeto a escanear, o de forma óptica, es decir, alejados de la zona a escanear (40,41).

Por último, la fase CAM, que se refiere a la fabricación de la restauración mediante un proceso de fresado para obtener el material de restauración mediante un láser (42,43).



Figura 1.1.1. Registros maxilomandibulares de un escaneado intraoral

1.2 Escaneado 3D

El escaneado 3D es una herramienta que nos permite obtener un modelo digital de un objeto o persona de manera tridimensional, éste permanece virtual, lo que reduce la necesidad de almacenamiento (44). El archivo obtenido se transfiere digitalmente facilitándose así el diseño de la prótesis o de otros dispositivos.

Si lo extrapolamos fuera del campo odontológico, el escaneado 3D ha revolucionado gran variedad de industrias, permitiendo ahorro de tiempo en la fase de diseño, disminución del número de prototipos durante el proceso de diseño y producción, posibilidad de re-

fabricación sin piezas CAD haciendo posible la fabricación de réplicas de objetos previamente escaneados (45,46).

El campo dental, los sistemas digitales permiten trabajar con el set up y modificarlo tantas veces como sea necesario para obtener el resultado final, u obtener diferentes opciones de tratamiento (47,48).

De esta manera, la función de un escáner intraoral consiste en crear una nube de puntos y optimizarla con un programa informático para recrear la superficie escaneada. El conjunto de puntos se fusionan, y una vez homogeneizadas las densidades para el tratamiento de los datos virtuales, se unen para extrapolar la forma del objeto, y poder obtener los archivos digitales (49).

De esta manera, los escáneres miden los puntos de la superficie con exactitud, y precisión y definen la tipografía de la superficie. Después de esta fase de adquisición de datos, el archivo que contiene el escaneo digital se convierte en un archivo universal (STL). Por tanto, los escáneres producen un conjunto de datos de calidad variable en función de las diferentes tecnologías de escaneo y algoritmos de procesamiento de software (50).

Para que la impresión 3D tenga valor, debemos de ser capaces de crear objetos para imprimir. Esto se puede realizar gracias al software CAD, que nos permite crear objetos desde cero. Pero en el campo odontológico también tenemos acceso a datos volumétricos, como son los datos de tomografía computarizada (TC), y los datos de tomografía computarizada de haz conico (CBCT) (51-53). Estas herramientas tecnológicas suponen un continuo avance dentro del campo odontológico.

Tenemos diversas técnicas que nos permiten trabajar con las impresiones 3D. Una de las más importantes es la fotogrametría, que consiste en la obtención de información métrica a partir de la realización de fotografías 2D y/o 3D capaces de obtener el vector director de un punto a otro y su distancia exacta. De esta manera, determina las propiedades geométricas de los objetos y su disposición espacial. Permite el análisis de los objetos sin contacto directo de forma precisa, por tanto, se postula como alternativa a los procedimientos de impresión convencional (54,55).

1.3 Escaneado extraoral

Numerosos sistemas CAD/CAM permite el diseño y la fabricación de prótesis a partir de modelos escaneados por escáneres extraorales. Es necesaria la transferencia de información clínica extraoral al entorno virtual para optimizar la planificación de los tratamientos. Con este flujo de trabajo podemos hacer coincidir diferentes archivos de los sistemas dentales CAD-CAM, para identificar planos oclusales, puntos de referencia, líneas y ángulos para análisis facial, así como transferencia de datos 3D a modelos impresos digitalmente en articulador semiajustable con un arco facial (56,57) (Figura 1.3.1).

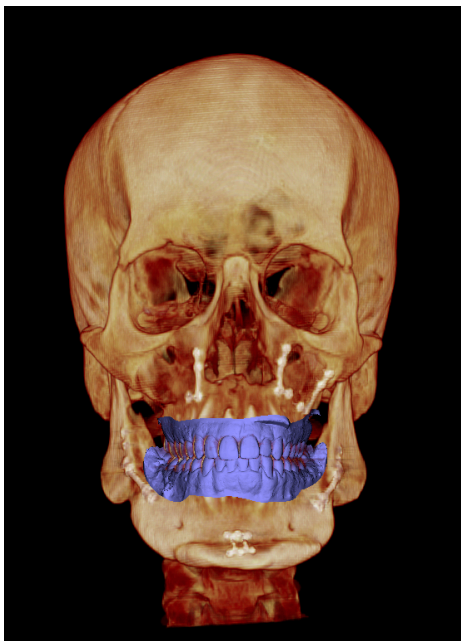


Figura 1.3.1. Transferencia a un escaneado extraoral

Las superficies dentarias de los modelos dentales se pueden escanear extraoralmente mediante dos métodos para la obtención de imágenes 3D: escáneres ópticos, y escáneres de contacto (58,59) (Figura 1.3.2.).



Figura 1.3.2.. Proceso de escaneado extraoral de un modelo

Los escáneres de contacto son los primeros escáneres que empezaron a comercializarse, y que aún hoy en día siguen teniendo vigencia. Este tipo de escáneres son de los más precisos, pero su proceso se ve enlentecido por la necesidad de utilizar algún tipo de sonda para explorar la superficie donde se requiere realizar la medición (60,61).

Estos escáneres determinan la posición espacial a partir de unos receptores especiales que unen cada punto para reconstruir la imagen de manera tridimensional. Los principales inconvenientes de estos métodos son que requieren mucho tiempo de medida, imposibilidad de determinar colores, tiempo de procesamiento lento, y tienen un coste elevado. La principal ventaja de estos sistemas es la precisión que se obtiene en el escaneado (62).

Sin embargo, los escáneres ópticos, es decir, los escáneres de no-contacto son métodos basados en la reflexión, englobados dentro de aquellos sistemas que recogen la energía reflejada por el objeto a escanear. Sobre el objeto a escanear se produce una emisión de luz. La luz reflejada en el objeto es recogida desde otro punto de vista. Por tanto, son sistemas que actúan con el objeto a escanear proyectando algún tipo de energía sobre éste. Los equipos capturan las imágenes y el software transforma la información para que el ordenador puede procesarla (63). Combina las herramientas necesarias para el proceso de adquisición de datos de forma sencilla y simplificada. Éstos son los sistemas utilizados por los escáneres intraorales.

La diferencia respecto a los escáneres no-ópticos reside fundamentalmente en la medida del tiempo de vuelo al proyectar sobre la superficie ultrasonidos o micro-ondas (64).

Sin embargo, se debe evitar la utilización de materiales cristalinos, transparentes, u oscuros, debido a la mayor dificultad de captación que pueden presentar esos objetos.

En función de la tecnología empleada, existen dos tipos: escáneres de tipo láser, o de luz blanca estructurada (65). El escaneado láser, el cual proyecta un láser sobre la superficie a escanear, y su reflejo es captado por receptores del dispositivo intraoral, y se mide el ángulo del láser reflejado para diseñar una estructura mediante un algoritmo matemático (66); y el escaneado por luz estructurada, que emite un haz de luz en el objeto a escanear (67).

1. 4 Ventajas e inconvenientes de los Escáneres Intraorales

Los escáneres intraorales han transformado la odontología mejorando la fiabilidad, y el tiempo de trabajo. Sin embargo, la utilización de dispositivos digitales lleva asociado un alto coste, y requiere una curva de aprendizaje mayor por parte del profesional (68).

La expectativa más importante de un modelo digital radica en su precisión diagnóstica y fiabilidad. Las impresiones digitales presentan una serie de ventajas respecto a las impresiones de escayola y la creación de un modelo de escayola (69,70). La técnica convencional suponía el uso de materiales de impresiones y un alto grado de malestar para el paciente, lo que hoy en día con los dispositivos digitales reducimos de forma considerable.

Una de las ventajas radica en la posibilidad de controlar el proceso desde la planificación hasta el resultado final para una mayor versatilidad del diagnóstico (71,72). Además, la repetitividad es fácil, en casos de que el resultado no sea el esperado, se puede re-escanear sin tener que repetir toda la captación intraoral. Por tanto, el flujo de trabajo con el laboratorio es mayor, lo que ocasiona menor tiempo de trabajo total, y la posibilidad de recuperar la información del trabajo de laboratorio en cualquier momento (73). La creación de ficheros permite almacenar los archivos en la nube, haciendo que el procesado de los modelos digitales se puede llevar a cabo de forma muy breve, así como evitar espacio de almacenaje.

Por tanto, las ventajas que se puede obtener de los escáneres intraorales, afecta a todos los campos de la odontología, lo que supone un gran cambio en el flujo de trabajo, y una mejora en la comunicación con el laboratorio, disminución de los costes de envío y de transporte, evitar defectos como poros o burbujas en regiones críticas de la impresión, así como optimizar la relación con el paciente enseñándole el resultado final previo al inicio del tratamiento (74). Los modelos digitales pueden ser fusionados con otras pruebas diagnósticas tales como CBCT, TAC, lo que permite diagnósticos más concisos de cara a mejorar el tratamiento de nuestros pacientes y la generación de nuevas opciones terapéuticas.

A pesar de las ventajas que nos ofrecen los dispositivos digitales, también presentan una serie de inconvenientes como la inversión inicial elevada, curva de aprendizaje por parte del operador, sistemas de archivos cerrados que no son compatibles con otros ficheros, y la necesidad de polvo que algunos escáneres intraorales requieren previo al escaneado (75,76). Además, existen una serie de factores como son la lengua del paciente, o la saliva que pueden afectar de manera substancial al proceso de digitalización (77), lo que influye en la precisión de la conversión digital de la información clínica real (78,79).

1.5 Comparación entre sistemas de Escaneado Intraoral

La tecnología digital en la Odontología como ya hemos visto, lleva varias décadas comercializándose, para mejorar el diagnóstico y planificación de nuestros tratamientos. Desde hace unos años se han comercializado un mayor número de escáneres intraorales, y las empresas están teniendo cada vez más relevancia en el desarrollo de este campo (80,81).

Una de las principales diferencias entre los diferentes sistemas digitales es el proceso de fabricación de las restauraciones (82). Escáneres intraorales como Cerec y E4D evitan el requerimiento de laboratorio, ya que realizan en un único proceso la fabricación de la restauración, mientras que otros como Lava C.O.S e ITERO®, toman impresiones y se envían al laboratorio para realizar el resto del proceso, los cuales utilizan fresadores industriales para una mayor precisión, frente a las fresadoras utilizadas en clínica, que tienen menor tamaño y un menor número de indicaciones. Otros sistemas Cerec con Cerec

AC/Cerec Connect también utilizan esta alternativa para el proceso de diseño y fabricación en el laboratorio (83).

Otro aspecto a tener en cuenta es la tecnología utilizada; sistemas como Cerec Omnicam, y Cerec Bluecam utilizan el principio de triangulación activa. Los dispositivos ITERO®, Trios, y ZFz Intrascan emplean el principio de microscopia confocal paralela; mientras que Lava C.O.S y True Definition funcionan mediante la tecnología de Activa Wavefront Sampling. El escáner E4D se basa una combinación de la microscopia confocal paralela, y la tomografía óptica coherente (84,85 y 86).

Por otro lado, un aspecto muy relevante es la necesidad o no de una capa de polvo para que el sistema obtenga puntos de referencia, y así realizar una adecuada captación. Sistemas intraorales como Cerec y Lava C.O.S. requieren una capa de polvo realizar un adecuado escaneado intraoral (87,88).

Tabla 1: Investigación escáneres intraorales

ESCÁNER INTRAORAL	FABRICANTE	TECNOLOGÍA	FUENTE LUZ	DE	IMAGEN VIDEO /
OMNICAM®	Dentsply Sirona	TRIANGULACIÓN ACTIVA	LUZ BLANCA	LED	VIDEO
AC-BLUECAM®	Dentsply Sirona	TRIANGULACIÓN ACTIVA	LUZ LED AZUL		IMAGEN
ITERO®	Align Technology	CONFOCAL SCANNER	LASER LUZ ROJA	LÁSER	IMAGEN
TRIOS®	3 Shape	CONFOCAL SCANNER	LASER	NO REVELADO	IMAGEN
LAVA COS®	3M ESPE	ACTIVE SAMPLING WAVEFRONT	LUZ PULSADA	AZUL	VIDEO
True Definition®	3M ESPE	ACTIVE SAMPLING WAVEFRONT	LUZ PULSADA	AZUL	VIDEO

E4D	E4D technologies	OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY + CONFOCAL MICROSCOPY	LASER	IMAGEN
ZFX INTRASCAN	Zfx GmbH	CONFOCAL SCANNER	LASER LASER	3 IMAGENES

1.6 Tipos archivos:

La tendencia actual para la transferencia de la información de los diferentes escáneres intraorales (89), es realizarlo mediante el formato universal STL, cuyas siglas en inglés significan “*Standard Tessellation Language*”.

El formato universal define una nube de puntos conectada por diferentes triángulos que origina un objeto en tres dimensiones (90).

Por tanto, los archivos pueden ser cerrados o abiertos. Los sistemas cerrados solo permiten comunicarse y se pueden utilizar con programas informáticos del mismo fabricante. Esto genera inconvenientes como la disminución del flujo de trabajo, lo que lleva a un desuso de este tipo de archivos (91).

Sin embargo, en la actualidad, la mayoría de fabricantes utilizan sistemas abiertos ya que permiten transferir libremente los diferentes archivos entre los sistemas de los diferentes fabricantes, y conlleva a una mejora del flujo de trabajo con los técnicos de laboratorio (92).

A día hoy, la capacidad de transferencia de los archivos STL por los diferentes escáneres intraorales es un factor relevante a tener en cuenta, ya que el flujo de trabajo con los técnicos, y el proceso de fresado es un proceso imprescindible para el éxito de las restauraciones (93).

1.7 Funcionamiento de los escáneres intraorales:

El funcionamiento de los escáneres intraorales consiste en la proyección de un haz de luz, el cual gracias a un espejo de produce una deflexión de ese haz de luz que se dirige hacia el objeto a escanear. La cámara compuesta por una lente y un detector o sensor de posición, es capaz de captar la localización del punto iluminado sobre el objeto. A partir de este proceso, se origina una nube de puntos, que en su conjunto forman una malla, a partir de la cual se produce la reconstrucción tridimensional de la superficie escaneada (94,95). Cuanta más resolución tenga el escáner intraoral, mayor será la capacidad de captación de superficies más pequeñas del objeto a escanear. Podemos observarlo en la Figura 1.7.1.

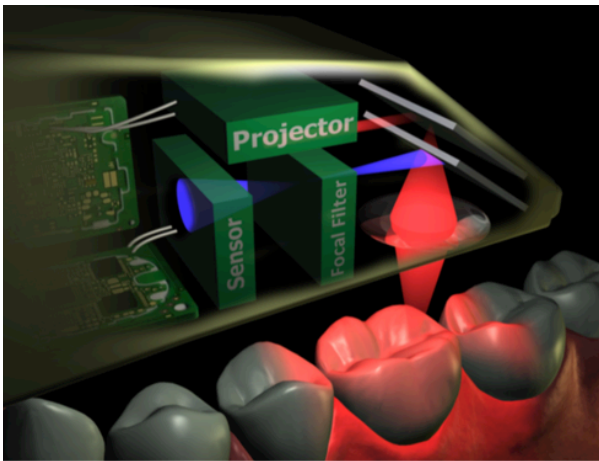


Figura 1.7.1. Funcionamiento de los escáneres intraorales. Seo K y cols (96)

1.8 Principales sistemas de escaneo intraoral:

En la actualidad, existen diferentes tipos de escáneres intraorales, presentando diferencias en cuanto a su diseño, funcionalidad, facilidad de manipulación, formato del archivo, proceso operativo y software (97). En los últimos años se ha puesto de relevancia la importancia de la odontología digital, siendo los sistemas más significativos los siguientes (98).

En 1983, surge el sistema CEREC 1 (Sirona), que permitía escanear directamente la boca de los pacientes, hasta la llegada en 1994 de Procera® (Nobel Biocare AB) (99).

Esta tecnología se basa en una fuente de luz que produce un haz de iluminación que es enfocado sobre la superficie del objeto a escanear por medio de un espejo. Gracias a un

sistema de enfoque, el haz de luz reflejado por el diente es enfocado en dirección a un sensor de posición (100).

La cuarta generación denominada CEREC Bluecam® (Sirona), acortó el tiempo de captación de imagen, realizándola de forma automática (101). Este escáner requería de pulverizador en la superficie a captar (102). Poco tiempo más tarde, en el año 2012, se introdujo la quinta generación, CEREC Omnicam® (Sirona), el cual mediante un método de escaneo fluido se registran los datos de manera continuada, sin necesidad de partículas de polvo de dióxido de titanio (103).

En 2007 entró al mercado el sistema ITERO® (Cadent Inc) (104). este sistema utiliza la técnica de imagen paralela confocal. Solo tiene un protocolo de escaneado para todos los casos y no diferencia entre un escaneado normal y uno de alta precisión (105). La capacidad de ITERO® de escanear sin polvo es una ventaja, sin embargo, requiere la adición de una rueda de color, resultando en una cámara un un cabezal de escaneado muy largo comparado con otros sistemas. Align Technology presentó una nueva versión, ITERO® Element® (Align Technology Inc.). Basado también en el principio de la tecnología confocal y sin necesidad de polvo en la superficie a escanear (106).

A finales del 2010, se anunció un nuevo escáner intraoral 3 Shape TRIOS® (107). La toma de imágenes se realiza a través de su captador, sin necesidad de pulverización, mediante una combinación de luz óptica y láser (108). Este dispositivo, también utiliza la tecnología paralela confocal para la captación de datos.

Posteriormente en 2013 introdujo TRIOS® Color, y en 2015 TRIOS® 3. El escáner TRIOS®, al igual que sus predecesores, permite la digitalización sin necesidad de pulverizador y está basado en la tecnología paralela confocal (109). Este dispositivo junto con el escáner ITERO®, fueron los sistemas utilizados para llevar a cabo el presente estudio (110).

En 2008, sale al mercado el escáner LAVA COS (3M ESPE) (111), este escáner utiliza una tecnología que se denomina “*active wavefront sampling*” (112), que se basa en conseguir información 3D, a partir de un sistema de imagen de lente única, y midiendo la profundidad basándose en el desenfoque del sistema óptico. Posteriormente, se lanzó el *True Definition Scanner* (3M ESPE) (113), con una tecnología similar al anterior,

captando la información como una secuencia de video, con datos reales en tiempo real. 3 sensores captan la información simultáneamente desde diferentes perspectivas (114). Su característica más importante es que, a diferencia de los sistemas estereoscópicos, solo necesita una trayectoria óptica para captar información de la profundidad (115).

La digitalización de la odontología ha transformado el proceso diagnóstico, y los planes de tratamiento con la aparición de nuevas versiones y sistemas (116).

Además de los escáneres mencionados anteriormente, existen otros sistemas en el mercado que siguen comercializándose, tales como Aadvu (GC Europe), Planmeca (Planmeca), CEREC Apollo DI® (Sirona), Dental Wings DWIO (Dental Wings Inc.), CS 3500® (Carestream Health) (117).

Por tanto, debemos de conocer los diferentes escáneres intraorales existentes, ya que el diseño la restauración o confección de la aparatología pertinente dependerán de la eficacia y eficiencia en impresión digital realizada (118,119).

1.9 Principios de escaneado intraoral:

1.9.1 Microscopía de láser confocal

Es una técnica denominada en inglés *Confocal laser scanning microscopy* (CLSM o LSCM) en 1961 por Marvin Minsky. Desde su comercialización a fines de la década de 1980, la microscopía de barrido láser confocal (CLSM) se ha convertido en una de las técnicas de fluorescencia más prevalentes técnicas de microscopía para estudios estructurales tridimensionales de biología células y tejidos (120).

Presenta la capacidad de producir imágenes enfocadas de muestras con volumen, a este proceso se llama seccionamiento óptico. Las imágenes mediante una serie de puntos, y se reconstruyen en el ordenador, permitiendo la formación de modelos 3D. Usando esta técnica, uno puede reconstruir la superficie de modelos opacos y obtener la imagen interna de ejemplares no opacos. (121).

La flexibilidad del enfoque permite leer detalles estrechos del modelo de estudio. Es una técnica para obtener imágenes enfocadas de alta calidad de diferentes profundidades que se basa en eliminar la luz reflejada procedente de los planos fuera del foco.

Una de las principales ventajas en el escaneado intraoral con esta técnica, es que no requiere polvo, y el cabezal puede apoyarse sobre los dientes. Sin embargo, la principal desventaja es la limitación para enfocar áreas más profundas (122) (Figura 1.9.1.).

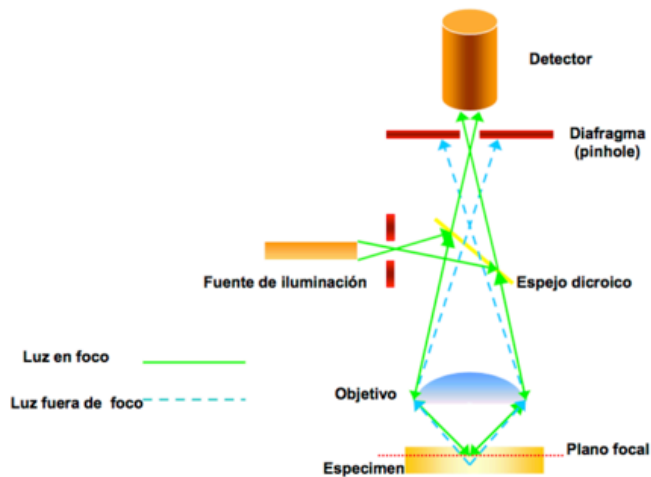


Figura 1.9.1. Principio de la microscopía confocal (123)

1.9.2 Técnicas de triangulación

Es el procesamiento de dos imágenes en estéreo obtenidas por dos cámaras cuyas posiciones y cuyos ángulos son conocidos. Los elementos de pequeño tamaño, son ideales para utilizarse por este tipo de técnica, y se puede realizar de una manera activa o pasiva (124).

En la triangulación pasiva ningún tipo de radiación es emitida por el escáner, y el sistema está basado en la detección de la radiación ambiental reflejada. Los problemas que surgen en este tipo de triangulación son que las superficies con pocas caracterizaciones no pueden ser medidas (Figura 1.9.2.). Además, la luz ambiental afecta significativamente la habilidad del sistema para recoger toda la información de la superficie que se quiere reconstruir en 3D, a menos que se utilice una fuente de luz controlada (125).

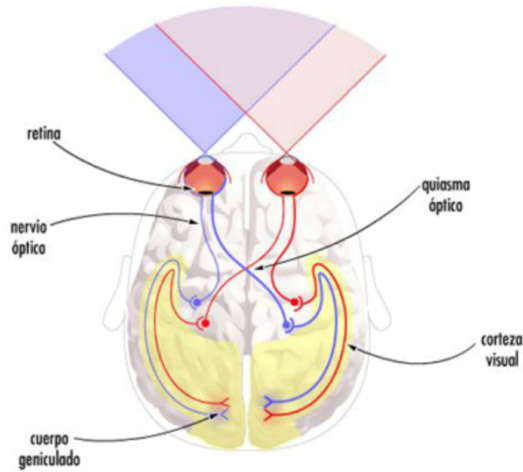


Figura 1.9.2. Principio de la técnica de triangulación pasiva (126)

En cambio, en la triangulación activa sí existe una radiación que es emitida por el escáner. Se trata de un rayo de luz que es proyectado sobre la superficie del objeto a escanear y la reflexión que produce ese rayo de luz es adquirida por el dispositivo para calcular la posición del objeto. El láser emite el haz de luz; el espejo produce una deflexión de ese haz de luz que se dirige hacia el objeto a escanear; y la cámara compuesta por una lente y un detector o sensor de posición, es capaz de captar la localización del punto iluminado sobre el objeto (127) (Figura 1.9.3.).

Para incrementar la rapidez del escaneado, en vez de un solo punto de láser se utiliza una serie de franjas, una red o una serie de figuras. La precisión del escaneado aumenta cuantos más píxeles tenga la cámara y cuando la distancia de medición es menor.

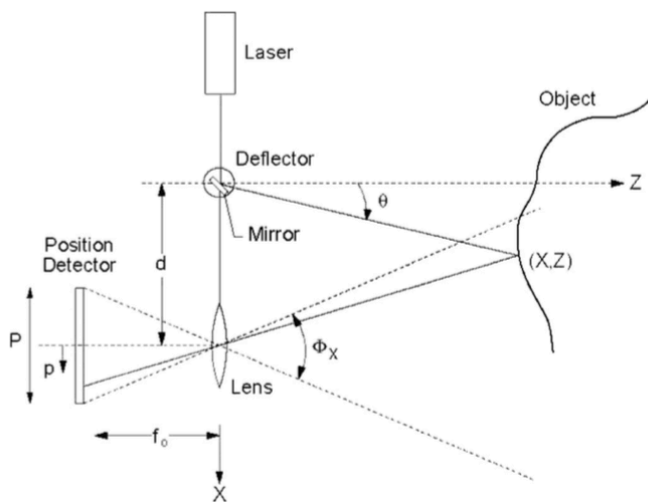


Figura 1.9.3. Principio de la técnica de triangulación activa (126)

Un problema importante en las técnicas de triangulación es la oclusión puesto que se da en un área que es invisible o bien al láser que emite la radiación lumínica o bien a la cámara que registra el haz de luz reflejado. Otro inconveniente es que se requiere una superficie que refleje la luz de manera uniforme. Por esa razón, en muchas ocasiones, es necesario revestir los objetos a escanear con polvos antes del escaneado para crear una superficie que refleje uniformemente la luz (128).

El principio básico de esta técnica es el mismo con el que funciona el ojo humano.

Uno de los escáneres más populares que emplea la técnica de triangulación activa es el sistema CEREC (Sirona Dental System)

1.9.3 Muestreo activo de onda

Es una técnica tridimensional que, para la captación de imágenes, se basa en el principio de *Active Wavefront Sampling* que utiliza solo una cámara y módulo de AWS (abertura que se mueve circularmente alrededor de un eje óptico). Este movimiento produce una rotación en círculo de los puntos del objeto en el plano de la imagen. La profundidad de los puntos del objeto se obtiene del patrón circular producido por cada punto (el radio del círculo de desenfoque) (129).

Es un método para conseguir información 3D a partir de un sistema de imagen de lente única, midiendo la profundidad del objeto en función del desenfoque del sistema óptico “*3D in motion technology*” (130). Capta la información como una secuencia de video a través de 3 sensores que captan información simultáneamente desde distintas perspectivas, hasta un total de 20 imágenes 3D por segundo.

Las ventajas que aporta este sistema es que elimina la necesidad de utilizar varias cámaras para conseguir geometrías en 3D, por ello reduce los costes a la mitad del precio (la mitad de ópticas), minimiza el tiempo de adquisición de la imagen, y aplicación en un amplio número de sistemas de imagen 3D: cámaras, endoscopios, y microscopios (131).

Algunos de los escáneres intraorales que utilizan ésta tecnología son el True definition® (3M, St Paul, EEUU), y Lava COS (3M Espe) (Figura 1.9.4.).

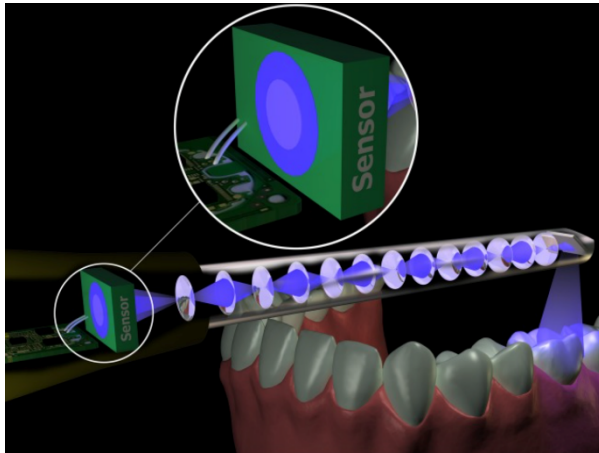


Figura 1.9.4. Principio de muestreo activo de onda (96)

1.9.4 Tomografía óptica coherente

La tomografía óptica coherente (optical coherent tomography) (OCT), es una técnica basada en la utilización de ondas de luz para obtener cortes transversales de las partes micrométricas de los objetos. Utiliza una fuente de láser para adquirir imágenes en 3D en diferentes escalas de grises. La longitud de onda determina el contraste de las imágenes mediante OCT (132) (Figura 1.9.5.).

El dispositivo intraoral más conocido que utiliza esta técnica es el E4D (D4D technologies, LLC)

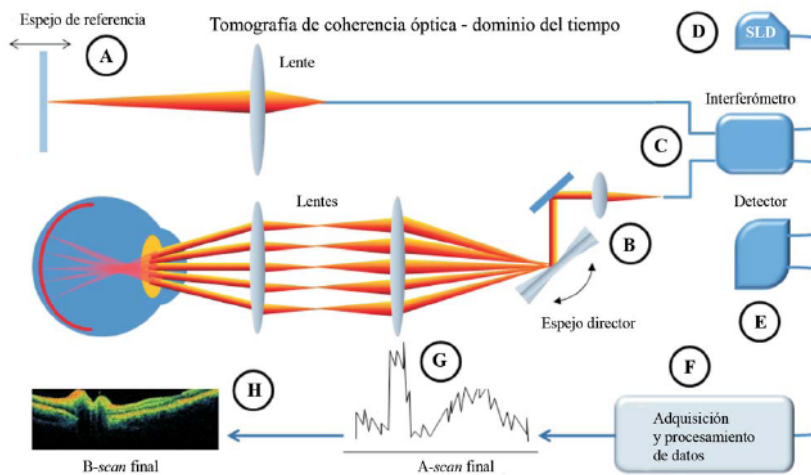


Figura 1.9.5. Principio de tomografía óptica coherente (133)

HIPÓTESIS DE **TRABAJO**

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Los avances tecnológicos en el diagnóstico y terapia de nuestros tratamientos en los últimos años han dado paso a la utilización de escáneres intraorales en odontología en campos tales como prótesis, cirugía, u ortodoncia, se ha convertido en una herramienta habitual de diagnóstico y planificación de nuestros tratamientos.

Autores como Ho y cols (134), en el año 2019, demuestran una alta validez en los registros oclusales lo que conlleva gran fiabilidad para llevar a cabo tratamientos a partir de la tecnología digital.

Otros aspectos importantes son la comodidad para el paciente, tiempo de sillón, y facilidad de almacenaje de determinados registros intraorales. Autores como Blocket y cols (135) en el año 2019, realizaron un experimento en la Universidad de California (EEUU) comparando la dificultad y la aplicabilidad del método convencional respecto al digital, mostrando una mejor percepción y mayor facilidad de uso de los escáneres intraorales. Todo ello indica que las técnicas de impresión digital presentan una fiabilidad similar las técnicas convencionales, lo que hace indicar que pueden ser utilizadas de manera habitual en la práctica clínica.

A pesar de las ventajas expuestas anteriormente, los escáneres intraorales presentan como uno de los inconvenientes más relevantes y frecuentemente asociados, el coste económico. Autores como O'Toole y cols (136) en el año 2020, destacaban el impacto económico y la curva de aprendizaje que suponen las tecnologías digitales en las clínicas dentales. Sin embargo, sus resultados muestran que la adquisición de un escáner intraoral se asocia con un aumento significativo en la recepción de pacientes en la clínica.

A pesar de sus ventajas e inconvenientes, todavía existen aspectos no estrictamente económicos, sino clínicos, que deben de ser analizados con la finalidad de seguir avanzando en el campo de la odontología digital. Dada la escasez de evidencia científica en relación a la evaluación de la influencia de factores clínicos intraorales como pueda ser la magnitud del apiñamiento presente en un registro intraoral a escanear, así como la inclinación dentaria extrema, o factores extraorales, tales como la exposición de luz

externa al dispositivo de captación, o las diferencias propias del paciente en cuanto a tipos de superficies o tipos de texturas del material dentario y no dentario intraorales sometidas a escaneado, consideramos imprescindible y crítica la realización de estudios en la línea del presente trabajo de investigación con el fin de aportar nuevos datos que puedan evaluar la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral en situaciones potencialmente más exigentes en términos de calidad de escaneado.

En relación a los antecedentes descritos, la hipótesis planteada en el presente estudio es la siguiente:

Hipótesis nula:

Las condiciones clínicas de magnitud del apiñamiento y severidad de inclinación molar, así como las circunstancias externas de luz ambiental, no influyen en la eficacia (volumen no detectado) y eficiencia (número de imágenes, tiempo de escaneado, fallos de escaneado interrupciones durante la secuencia de escaneado) del escaneado intraoral entre dos dispositivos intraorales de escaneado.

Hipótesis alternativa:

Las condiciones clínicas de magnitud del apiñamiento y severidad de inclinación molar, así como las circunstancias externas de luz ambiental, son factores influyentes en la eficacia (volumen no detectado) y eficiencia (número de imágenes, tiempo de escaneado, número de interrupciones durante la secuencia de escaneado) del escaneado intraoral entre dos dispositivos intraorales de escaneado.

OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

En función de la hipótesis planteada, los objetivos propuestos para la confirmación de la misma son:

4.1 Objetivos generales:

- Determinar si existen diferencias en la eficacia y eficiencia entre los escáneres ITERO® y TRIOS®, en diferentes escenarios clínicos intraorales así como en distintas condiciones de iluminación.

4.2 Objetivos específicos:

- Analizar si el número de imágenes difiere entre ambos escáneres intraorales en los distintos grados de apiñamiento e inclinación dentaria bajo diferentes condiciones de iluminación.
- Establecer si existen diferencias en cuanto al tiempo necesario de escaneado en los modelos de estudio y condiciones de iluminación.
- Evaluar los fallos de escaneado interrupciones en la secuencia de escaneado que ocurren durante el escaneado de los modelos con diversos grados de apiñamiento e inclinación dentaria en las diferentes condiciones de iluminación externa.
- Determinar si el volumen no detectado es diferente entre ambos escáneres en diferentes condiciones de apiñamiento, inclinación dentaria e iluminación.

MATERIAL Y **MÉTODOS**

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. Búsqueda bibliográfica

En el presente estudio de investigación se ha realizado una búsqueda de la bibliografía en las bases de datos Medline (Entrez PubMed, www.ncbi.nlm.nih.gov), incluyendo otras bases de datos adicionales como SCOPUS, Embase, y Scielo en relación a las condiciones y factores clínicos que afectan de manera interna y externa a la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral con dos dispositivos intraorales; utilizando como palabras clave “intraoral scan” o “intraoral scanning”, “scanning accuracy”, “reliability of intraoral scanner” “accuracy of digital models”.

5.2. Diseño del estudio experimental:

Se realizó un estudio experimental controlado *in vitro* con dos categorías de análisis comparativo: grupo ITERO® Element Flex -- grupo 3Shape TRIOS® en los que se cuantificó el impacto de condiciones intraorales y extraorales en la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral. Específicamente las condiciones intraorales evaluadas fueron la magnitud de apiñamiento anterior y la inclinación molar mientras que la condición extraoral estudiada fue la intensidad de la luz.

En síntesis, se tomó un modelo inferior mandibular perfectamente alineado de referencia como modelo digital maestro (Figura 5.3.1.). A partir de este modelo maestro se generaron seis condiciones diferentes intraorales controladas (en términos de magnitud y tipo). Cada uno de los nuevos modelos con las modificaciones generadas se sometió a escaneo con un escáner intraoral 3Shape TRIOS® (3Shape Dental Systems, Copenague, Dinamarca) y con el sistema ITERO® Element Flex, Version 1.7 (Align Technology), respectivamente.

Adicionalmente, para comprobar el efecto de las condiciones extraorales (tipo de superficie escaneada y luz ambiente) cada uno de los seis modelos con modificaciones

intraorales distintas se replicó con tres tipos de materiales con diferentes propiedades ópticas de absorción de luz: material estereolitográfico (resina polimérica), compuesto de hemihidrato de sulfato de calcio y compuesto de hemihidrato de sulfato de calcio modificado. A su vez cada escaneado fue realizado en tres condiciones distintas de luz ambiente.

Todos los procedimientos realizados comportaron un total de 1800 escaneados intraorales que fueron sometidos a cuantificación y evaluación posterior.

5.3. Obtención del modelo ideal (control)

Se seleccionó el modelo inferior ideal (control) entre 50 casos que habían sido tratados con ortodoncia y terminados correctamente alineados con una discrepancia de 0 mm sin un retenedor fijo, lo que aseguró una mejor calidad de escaneo. La discrepancia oseodentaria del modelo ideal fue de 0 mm, y los anchos mesiodistal de todos los dientes inferiores fueron los siguientes: incisivos centrales, 5 mm; incisivos laterales, 5,5 mm; caninos, 6,8 mm; primer premolar, 7 mm; segundo premolar, 7,2 mm; primer molar, 10 mm; y segundo molar, 9 mm. Por lo tanto, un escaneo de un modelo inferior perfectamente alineado sirvió como modelo maestro digital para la fabricación de la configuración virtual, que se realizó con las modificaciones intraorales utilizando el software Ortho-analyzerTM (3Shape, Copenhague, Dinamarca).



Figura 5.3.1.- Modelo maestro inicial tomado como referencia para la realización de las modificaciones internas descritas

5.4. Preparación de la configuración virtual: modificaciones intraorales (apiñamiento e inclinación)

Una vez que se obtuvo el modelo ideal, se realizaron los set-ups para la generación virtual de las modificaciones intraorales, el apiñamiento anterior y la inclinación de los dientes posteriores (Figuras 5.4.1.-5.4.6.).

La primera condición intraoral, el grado de apiñamiento, se creó virtualmente mediante la inclinación lingual de los incisivos inferiores, mientras que la anchura canina y molar del modelo fue mantenida, lo que nos permitió generar tres modelos con diferentes grados de apiñamiento (Orthoanalyzer; 3Shape, Copenhague, Dinamarca). Grupo 1 (G1): se modificaron los incisivos hasta que hubo apiñamiento de 2 mm (Figura 5.4.1.); grupo 2 (G2): dos incisivos inferiores, 3.2 y 4.1, se rotaron 65° alrededor de sus ejes longitudinales hasta obtener 4 mm de apiñamiento (Figura 5.4.2.); y grupo 3 (G3): dos incisivos inferiores, 3.2 y 4.1, se rotaron 70° , y 3.1 y 4.2 se rotaron 30° , para producir un apiñamiento final de 7 mm (Figura 5.4.3.).

Una segunda condición intraoral, la inclinación mesial del segundo molar inferior, se reprodujo virtualmente con el software analyzerTM (3Shape, Copenhague, Dinamarca), como se detalla en la Figura 5.4.4-5.4.6. Se creó una extracción virtual mesial al segundo molar inferior y el segundo molar se inclinó mesialmente 0° (Grupo 4, G4), 15° (Grupo 5, G5) y 30° (Grupo 6, G6).

Así, la muestra se dividió en seis grupos bajo las dos condiciones intraorales diferentes, respectivamente, con el modelo inferior de apiñamiento en grupos 1-3, y la inclinación molar en grupos 4-6.

De esta forma, a modo de detalle, los grupos de estudio formados por las modificaciones intraorales graduales quedaron constituidos de la siguiente forma (Figura 5.4.1.-5.4.6.):

Grupo 1:

El primer modelo estereolitográfico mandibular inferior con un grado de apiñamiento de 2 mm, se generó mediante la lingualización de los incisivos inferiores.



Figura 5.4.1.- Grupo 1. Apiñamiento 2 mm (Creada a partir de:
Software Orthoanalyzer, 3 Shape, Copenhagen,
Dinamarca)

Grupo 2:

El siguiente modelo se creó con un apiñamiento de 4 mm, en el cual rotamos hasta un total de 65° dos incisivos inferiores sobre su propio eje longitudinal, y lingualizamos los otros dos incisivos inferiores adyacentes.



Figura 5.4.2.- Grupo 2. Apiñamiento 4 mm (Creada a partir de:
Software Orthoanalyzer, 3 Shape, Copenhagen,
Dinamarca)

Grupo 3:

El último modelo estereolitográfico inferior fue creado con un apiñamiento severo de 7 mm, generado a partir de una rotación de 70 ° de dos incisivos inferiores, y 30° de los otros dos incisivos adyacentes.



Figura 5.4.3.- Grupo 3. Apañamiento 7 mm (Creada a partir de: Software Orthoanalyzer, 3 Shape, Copenhagen, Dinamarca)

Grupo 4:

Cambiamos las modificaciones internas y generamos un espacio edéntulo de 7 mm, con inclinación molar adyacente a la brecha edéntula de 0°.

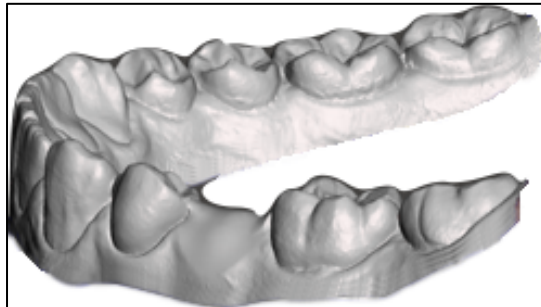


Figura 5.4.4.- Grupo 4. Inclinación molar 0° (Creada a partir de: Software Orthoanalyzer, 3 Shape, Copenhagen, Dinamarca)

Grupo 5:

Se modificó la inclinación de molar adyacente a la brecha edéntula, con una inclinación de 15°, y espacio edéntulo de 10 mm para producir otro modelo estereolitográfico mandibular

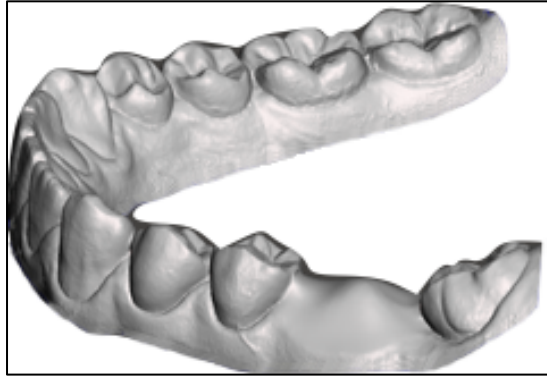


Figura 5.4.5.- Grupo 5. Inclínación molar 15°
(Creada a partir de: Software Orthoanalyzer, 3 Shape,
Copenhague, Dinamarca)

Grupo 6:

La última de las modificaciones clínicas internas, era un modelo estereolitográfico inferior con inclinación molar adyacente a la brecha edéntula de 30°, y espacio edéntulo de 10 mm.

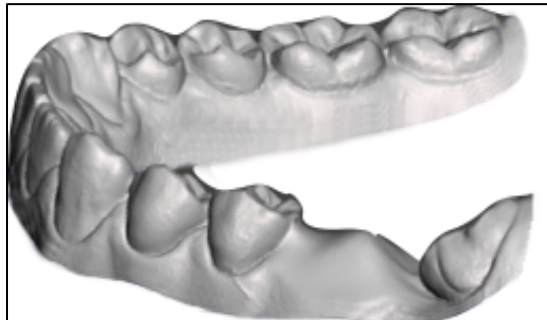


Figura 5.4.6.- Grupo 6. Inclínación molar 30°
(Creada a partir de: Software Orthoanalyzer, 3 Shape,
Copenhague, Dinamarca)

5.5 Intensidad de la fuente de luz externa

Se evaluó la influencia de la intensidad de exposición a la luz externa en el procedimiento de escaneo. Se utilizó un luxómetro (Sekonic SE L308Sx) para determinar la intensidad de luz exacta en el ambiente extraoral donde se realizaron las capturas de escaneo (Figura 5.6.1.). Tres ambientes luminosos controlados, fueron creados y evaluados: una habitación completamente oscura ($0,0 \text{ lx}$), una habitación con los niveles de iluminación de un gabinete dental convencional (1800 lx) con luz artificial, y una habitación con los niveles de iluminación de un gabinete dental convencional cerca de una ventana, una fuente de luz natural y luz artificial (3600 lx) [20]. Todos los grupos (G1-G6) fueron escaneados en las tres condiciones de luz externa con ambos dispositivos de escaneo intraoral.



Figura 5.6.1.. Sekonic SE L308Sx para determinar la intensidad de luz (www.sekonic.com)

5.6. Escáner y método de escaneo

Cada modelo se escaneó inicialmente con el escáner intraoral 3Shape TRIOS® (3Shape Dental Systems, Copenhague, Dinamarca). Se utilizó la secuencia recomendada por el fabricante; los escaneados se iniciaron en la zona oclusal, seguidas de la zona lingual y finalizaron en la zona vestibular. La misma secuencia se reprodujo en todos los modelos, y la secuencia de captación se inició dentro del cuarto cuadrante en todos los modelos. Todos los procedimientos y mediciones fueron completamente replicados por cada uno de los dos operadores experimentados calibrados, asegurando así la confiabilidad de cada paso del proceso de evaluación.

Posteriormente, cada modelo estereolitográfico, de igual manera se escaneó con el escáner intraoral ITERO® Element Flex (Align Technology). Los escaneados se iniciaron en la superficie oclusal, seguidas de la zona lingual, y finalizando en la zona vestibular siguiendo la recomendación del fabricante. Todos los modelos fueron reproducidos bajo la misma secuencia, realizándolos un mismo operador calibrado.

5.7. Evaluación de la eficiencia y la eficacia del escaneo

5.7.1. Evaluación de la eficiencia del escaneo

En cada escaneo se evaluaron las siguientes medidas: (a) número de imágenes: para este parámetro se determinó el número de imágenes obtenidas en cada escaneo (Figura 5.8.1.). Una vez que se inició el escaneo, el software de 3Shape TRIOS® e ITERO® contabilizaron el número de imágenes obtenidas hasta que se completó el modelo digital completo. Un mayor número de imágenes sirvió como indicador indirecto de una mayor dificultad para escanear el modelo, peores condiciones clínicas y mayor tamaño de archivo. (b) Tiempo de escaneo: TRIOS® Se obtuvieron los tiempos de escaneo de todos los modelos. Se utilizó un equipo (Sekonic L-308S Flashmate®) que mide el tiempo con precisión para medir el tiempo necesario para realizar cada escaneo, y las mediciones se obtuvieron en segundos hasta dos dígitos decimales. (c) Fallos de escaneo: cada vez que el escáner no detectaba volumen, el número de imágenes se detenía, aunque el tiempo de escaneo continuaba y el escáner regresaba a un área previamente registrada para

continuar. Para determinar los fallos de escaneo, se cuantificaron los fallos de escaneo que ocurrieron en cada escaneo.

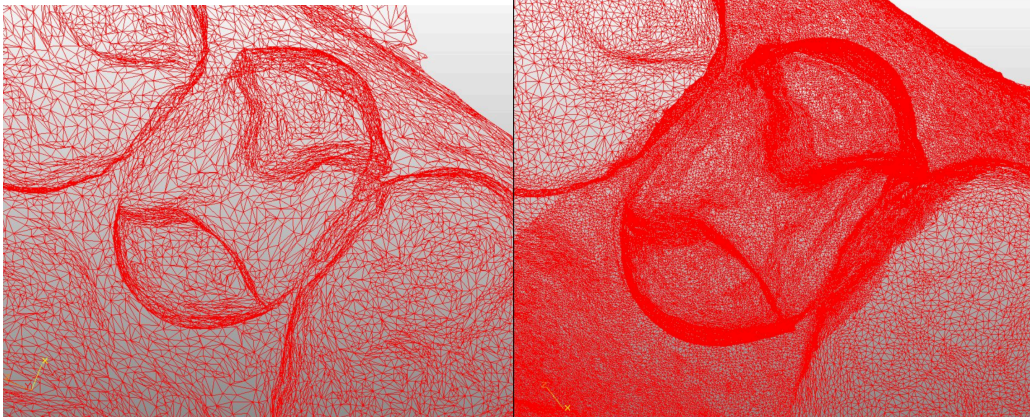


Figura 5.8.1.. Capacidad de captación de imágenes por segundo del escáner intraoral ITERO®

5.7.2. Evaluación de la eficacia del escaneo: superposiciones virtuales

Una vez que todos los modelos fueron escaneados, se enviaron desde cada uno de los escáneres a la base de datos “nube”, que cada sistema digital dispone para su almacenamiento. En el caso del 3Shape TRIOS®, para el análisis de la precisión y exactitud de los escaneos, todos los archivos STL de los diferentes escaneos iniciales se superpusieron sobre el archivo STL original con el programa Mecano Equate para determinar el volumen que el escáner 3Shape TRIOS® no pudo detectar, que se definió como (d) el volumen no detectado. El algoritmo utilizado en la superposición virtual fue de tres puntos: el borde incisal de los incisivos, la cúspide de dos molares, el primer molar derecho y el primer molar izquierdo. Estos tres puntos constituyen un plano reproducible en todos los STL obtenidos de los diferentes escaneos. Se eligió este método por permitirnos identificar la cantidad de superficie escaneada y aquellos puntos que no han sido registrados durante el escaneo y donde podría haber alteraciones al realizar una prótesis o un alineador de ortodoncia ya que son áreas sensibles que no se reproducen completamente. El volumen no detectado se expresó en μm^3 y proporcionó una estimación del volumen que el escáner no detectó en el archivo y que posteriormente fue recreado artificialmente por el software del escáner, ya que si no se detecta parte del

volumen puede haber problemas de adaptación porque el volumen no detectado que rellena el programa no es la superficie real del volumen (Figura 5.8.2.).

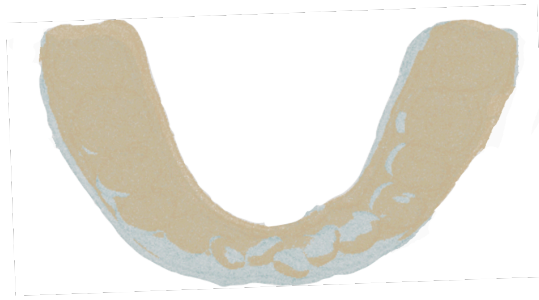


Figura 5.8.2.. Superposición virtual con el programa Mecano Equate
(<https://ahmedhosny.github.io/equate/>)

El escáner intraoral ITERO®, todos los archivos STL se almacenaron en www.mycadent.com, en donde realizamos la descarga de todos los archivos en formato STL, para realizar la superposición (Orthoviewer de 3Shape TRIOS®), determinando el (d) volumen ITERO® no detectado. Del mismo modo el algoritmo utilizado consistió en una superposición virtual de tres puntos: borde incisal de los incisivos, la cúspide de dos molares, el primer molar derecho y el primer molar izquierdo. Estos tres puntos constituyen un plano reproducible en todos los STL obtenidos de los diferentes escaneos. Se eligió este método debido a la caducidad del anterior software, y a la similitud de éste para identificar la cantidad de superficie escaneada, y aquellas discrepancias entre los diferentes escaneos con el modelo inicial. El volumen no detectado se expresó en milímetros³, y proporcionó una estimación del volumen que el escáner no detectó en el archivo y que posteriormente fue recreado artificialmente por el software del escáner, ya que si no se detecta parte del volumen puede haber discrepancias y por tanto problemas en el ajuste (Figura 5.8.3.).

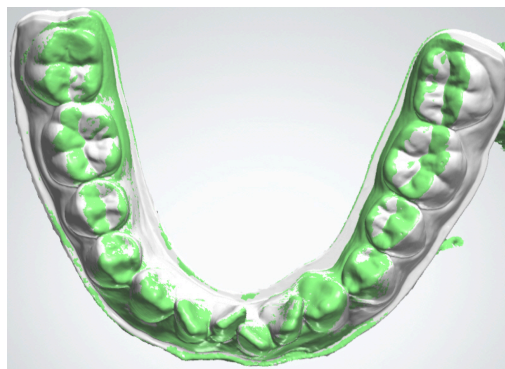


Figura 5.8.3. Programa Orthoviewer para superposiciones virtuales
(<https://www.3shape.com/es/software-overview>)

5.8. Análisis estadístico

5.8.1. Calibración, operadores y precisión del método empleado

Con carácter previo al estudio se realizó una puesta en común y calibración entre dos examinadores expertos con similar grado de destreza en el escaneado intraoral. Se realizó un estudio piloto (datos no mostrados), en el que dos operadores escanearon 100 modelos de pacientes para completar su curva de aprendizaje y evitar introducir sesgos. En una fase posterior, con el objetivo de garantizar la precisión y reproducibilidad de los datos obtenidos por el autor principal, se realizó una primera fase en la que todos los procedimientos de captación mediante escáner intraoral y cuantificaciones posteriores fueron replicados por un segundo examinador asegurando así la confiabilidad de cada paso del proceso de evaluación. Por tanto, todos los escaneos y mediciones en la primera parte del estudio fueron duplicados por dos operadores independientes, lo que permitió el cálculo del error inter-observador. Además, el error intraobservador se evaluó en más de treinta exploraciones aleatorias y cada examinador repitió treinta mediciones en un intervalo de 3 semanas. Los errores intra e inter-examinadores se evaluaron utilizando el coeficiente de correlación intraclass (CCI) de concordancia absoluta y la prueba t de Student pareada.

5.8.2. Evaluaciones de eficacia y eficiencia

Se utilizó estadística descriptiva (frecuencias, porcentaje, media, mediana y desviación estándar) para describir la distribución de los datos en cada grupo analizado. La normalidad y homogeneidad de las variables se probaron mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Por lo tanto, las variables utilizadas para la evaluación de la eficacia y la eficiencia (número de imágenes, tiempo de escaneo, fallos de escaneado, fallos durante el escaneo y volumen no detectado) se evaluaron mediante la prueba Kruskal- Wallis, y la prueba U de Mann-Whitney. Para el análisis de datos se utilizó el software SPSS versión 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.). El nivel de significación estadística se estableció en un valor de p menor a 0,05 ($p < 0,05$).

RESULTADOS

6.- RESULTADOS

6.1. Resultados de la eficiencia y eficacia del escaneado: ESCÁNER ITERO®

6.1.1. Número de imágenes en las diferentes condiciones de apiñamiento.

En el apiñamiento de 2 mm, y en ausencia de luz se obtienen valores medios en el número de imágenes de 418 ± 99 , produciéndose un incremento en condiciones de luz estándar con valores de $469 \pm 9,26$; y una disminución hasta 386 ± 78 imágenes, cuando la luz es máxima.

En el apiñamiento de 4 mm, el número de imágenes obtenidas se sitúa en 385 ± 79 , en ausencia de luz. Algo similar son los valores con luz estándar, alcanzando una media de 388 ± 82 . Con máxima intensidad de luz los valores obtenidos fueron de 423 ± 99 .

En el apiñamiento de 7 mm, el número de imágenes ha sido superior en comparación con las otras condiciones de iluminación, obteniéndose valores de 558 ± 83 en ausencia de luz; 602 ± 79 para la luz estándar y 578 ± 59 para máxima iluminación (Tabla 6.1.1 y Figura 6.1.1).

ITERO®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	418 ± 79	385 ± 79	558 ± 83
Luz estándar	469 ± 99	388 ± 82	602 ± 79
Máxima intensidad de luz	386 ± 78	423 ± 99	578 ± 59

Tabla 6.1.1.- Valores medios en el número de imágenes en los diferentes apiñamientos bajo distintas condiciones de iluminación.

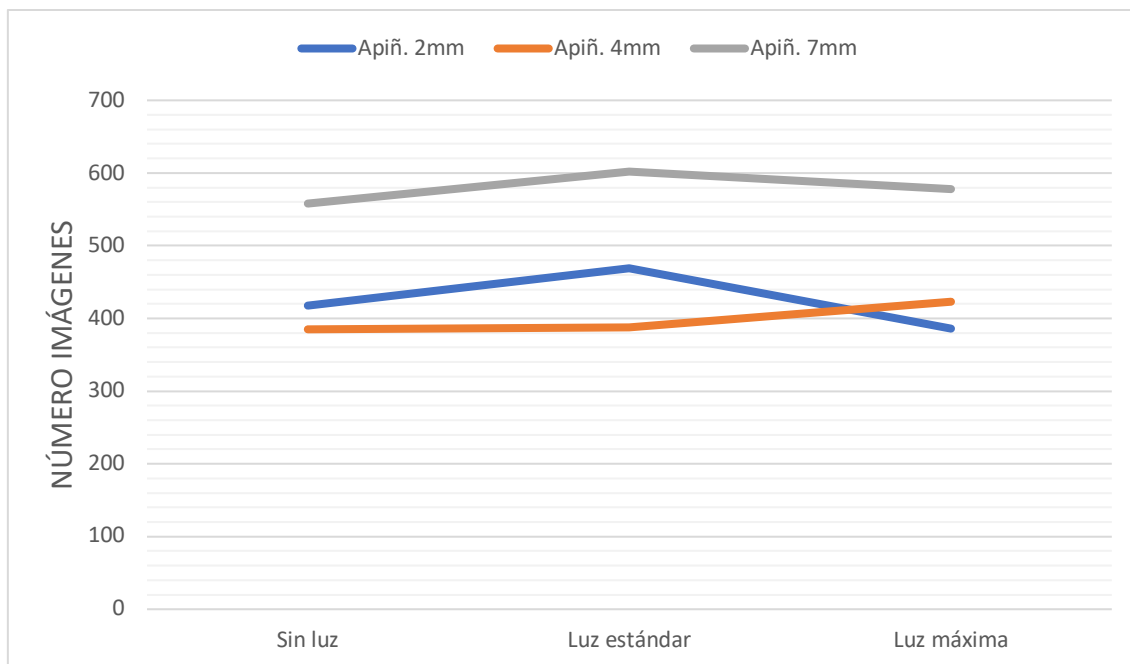


Figura 6.1.1.- Número de imágenes obtenidas, según el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.1.2. Número de imágenes en las diferentes condiciones de inclinación molar.

En inclinaciones de 0°, el número de imágenes obtenidas para condiciones sin luz fueron de 433 ± 115 . En condiciones de luz estándar, 454 ± 87 , y con máxima intensidad de luz de 491 ± 79 .

Cuando la inclinación es 15°, en condiciones sin luz, los resultados obtenidos fueron de 389 ± 65 imágenes; para luz estándar de 415 ± 68 ; y con máxima intensidad de luz de 487 ± 53 .

La inclinación de 30° obtuvo un número de imágenes, en ausencia de luz, de 462 ± 73 . En circunstancias de luz normal, 460 ± 68 ; y con máxima intensidad de luz de 461 ± 64 (Tabla 6.1.2 y Figura 6.1.2).

ITERO®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	433 ± 115	389 ± 65	462 ± 73
Luz estándar	454 ± 87	415 ± 68	460 ± 68
Máxima intensidad de luz	491 ± 79	487 ± 53	461 ± 64

Tabla 6.1.2.- Valores medios en el número de imágenes en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación.



Figura 6.1.2.- Número de imágenes obtenidas con el escáner ITERO®, en los distintos grados de inclinación molar.

6.1.3. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

En apiñamiento de 2 mm, y en ausencia de luz se obtienen valores de $32,56 \pm 5,86$ segundos, produciéndose un incremento en condiciones de luz estándar con valores de $41,32 \pm 9,26$ segundos; y un descenso hasta los $32,42 \pm 5,11$ segundos, cuando la luz es máxima.

Cuando el apiñamiento es de 4 mm, el tiempo de escaneado en ausencia de luz fue de $34,66 \pm 8,08$ segundos disminuyendo ligeramente con luz estándar con valores de $33,49 \pm 4,82$ segundos, y siendo similar con luz máximo, $33,79 \pm 6,94$ segundos.

En el apiñamiento de 7 mm, se obtienen resultados de $55,97 \pm 8,93$ segundos para el escaneado en ausencia de luz; un aumento con luz estándar de $60,77 \pm 9,23$ segundos, y una disminución con máxima intensidad de luz, $57,92 \pm 6,83$ segundos (Tabla 6.1.3 y Figura 6.1.3).

ITERO®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	$32,56 \pm 5,86$	$34,66 \pm 8,08$	$55,97 \pm 8,93$
Luz estándar	$41,32 \pm 9,26$	$33,49 \pm 4,82$	$60,77 \pm 9,23$
Máxima intensidad de luz	$32,42 \pm 5,11$	$33,79 \pm 6,94$	$57,92 \pm 6,83$

Tabla 6.1.3.- Valores medios en el tiempo de escaneado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

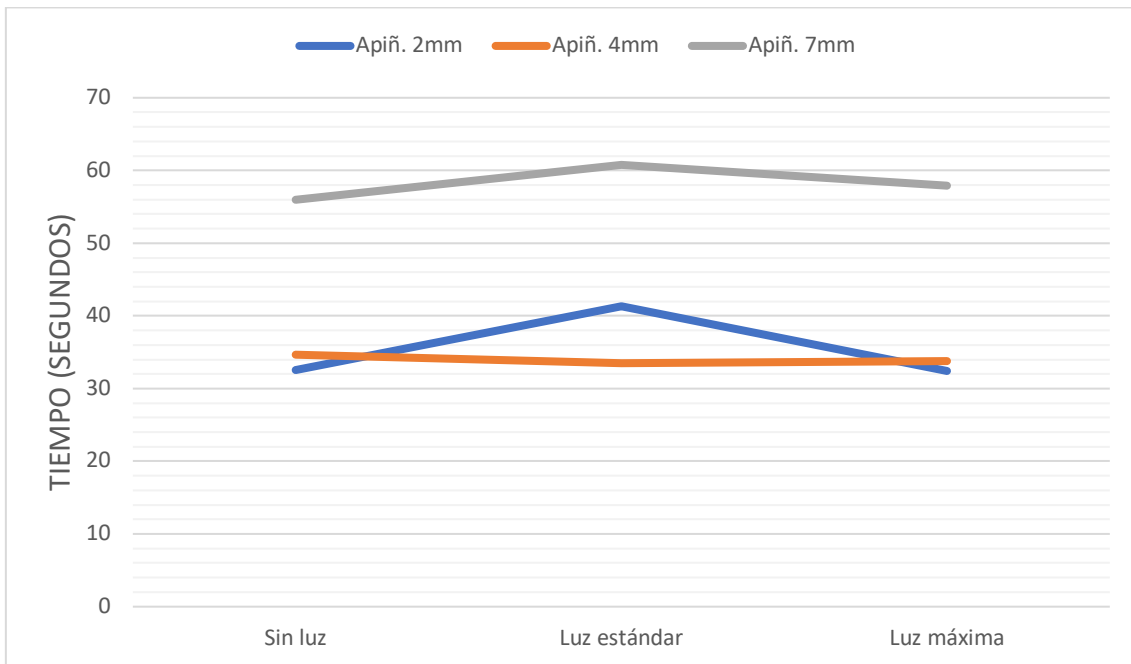


Figura 6.1.3.- Tiempo de escaneado obtenido, según el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.1.4. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación molar.

En inclinaciones de 0°, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de $44,35 \pm 9,96$ segundos. En condiciones de luz normal, $44,35 \pm 11,21$ segundos, y con máxima intensidad de luz de $50,54 \pm 3,01$ segundos.

Cuando la inclinación es 15°, en condiciones sin luz, los resultados obtenidos fueron de $36,27 \pm 5,98$ segundos; para luz estándar de $34,66 \pm 4,55$ segundos; y con máxima intensidad de luz de $44 \pm 5,39$ segundos.

La inclinación de 30° obtuvo un tiempo de escaneado, en ausencia de luz, de $41,13 \pm 8,08$ segundos. En circunstancias de luz normal, el tiempo fue de $43,26 \pm 7,19$ segundos; y con máxima intensidad de luz de $42,04 \pm 3,81$ segundos (Tabla 6.1.4 y Figura 6.1.4).

ITERO®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	$44,35 \pm 9,96$	$36,27 \pm 5,98$	$41,13 \pm 8,08$
Luz estándar	$44,35 \pm 11,21$	$34,66 \pm 4,55$	$43,26 \pm 7,19$
Máxima intensidad de luz	$50,54 \pm 3,01$	$44 \pm 5,39$	$42,04 \pm 3,81$

Tabla 6.1.4.- Valores medios en el tiempo de escaneado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

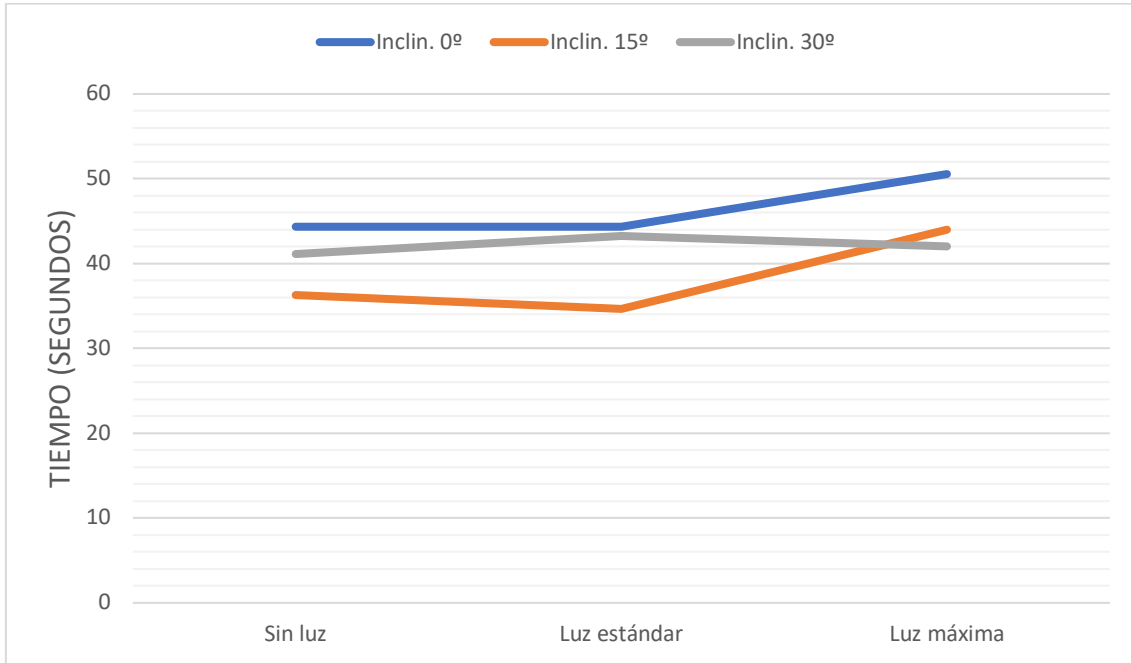


Figura 6.1.4.- Tiempo de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.1.5. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

Los fallos de escaneado en apiñamientos de 2 mm, obtuvo valores medios en ausencia de luz de 3 ± 1 ; En circunstancias de luz normal, las paradas fueron similares, con valores medios de 3 ± 1 . Sin embargo, éstas disminuyen cuando las condiciones son de máxima intensidad de luz, con valores de 2 ± 1 .

En apiñamientos de 4 mm, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de 3 ± 1 paradas, aumentando con luz normal hasta un valor medio de 5 ± 1 , volviendo a disminuir con máxima intensidad de luz, 3 ± 1 .

Cuando el apiñamiento es de 7 mm, los fallos de escaneado en ausencia de luz fueron de 2 ± 1 ; con luz normal de 2 ± 1 ; y con máxima intensidad de luz de 2 ± 2 (Tabla 6.1.5 y Figura 6.1.5).

ITERO®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	3±1	3±1	2±1
Luz estándar	3±1	5±1	2±1
Máxima intensidad de luz	2±1	3±1	2±2

Tabla 6.1.5.- Valores medios en los fallos de escaneado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

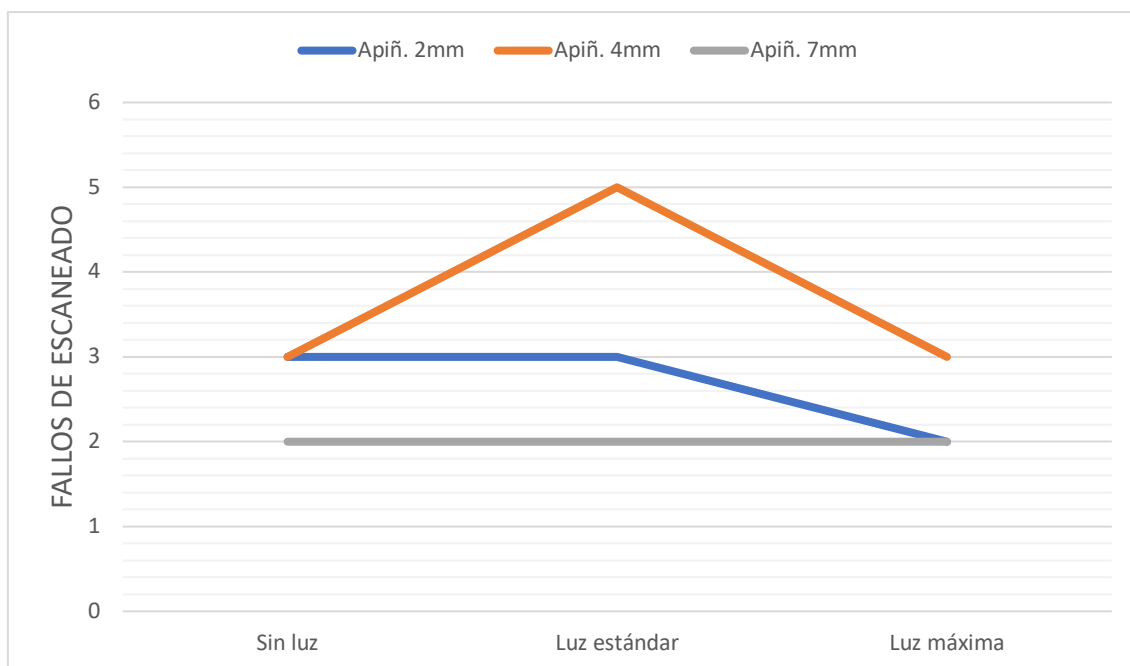


Figura 6.1.5.- Fallos de escaneado obtenido, en el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.1.6. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación.

Cuando la inclinación es de 0°, los fallos de escaneado en ausencia de luz fueron de 3±1, disminuyendo con luz normal, con valores medios de 2±1, volviendo a aumentar con máxima intensidad de luz, 3±1.

En la inclinación molar 15°, los valores obtenidos fueron de 3±1, en ausencia de luz; 3±4 para condiciones de luz normal; y de 5±1 para la máxima intensidad de luz.

En la inclinación molar de 30°, para condiciones sin luz los fallos de escaneado fueron de 2±1; con luz normal de 2±1; y con máxima intensidad de luz de 2±2 (Tabla 6.1.6 y Figura 6.1.6).

ITERO®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	3±1	3±1	2±1
Luz estándar	2±1	3±4	2±1
Máxima intensidad de luz	3±1	5±1	2±2

Tabla 6.1.6.- Valores medios en los fallos de escaneado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

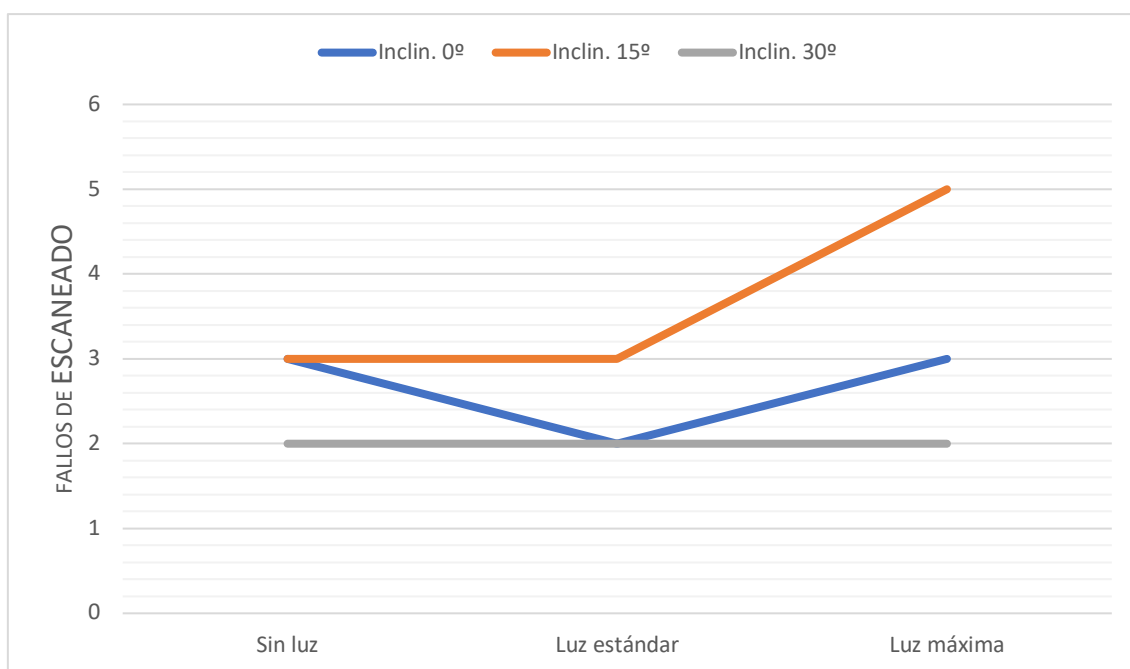


Figura 6.1.6.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.1.7. Volumen no detectado en diferentes condiciones de apiñamiento.

En el apiñamiento de 2 mm, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de $0,072 \pm 0,066 \mu\text{m}^3$. En circunstancias de luz normal, el volumen no detectado fue de $0,095 \pm 0,060 \mu\text{m}^3$; y para la máxima intensidad de luz de $0,127 \pm 0,082 \mu\text{m}^3$. Cuando el apiñamiento es de 4 mm, en ausencia de luz se obtiene un valor de $0,065 \pm 0,048 \mu\text{m}^3$, con luz normal de $0,101 \pm 0,053 \mu\text{m}^3$; y con máxima intensidad de luz de $0,156 \pm 0,073 \mu\text{m}^3$. En apiñamiento de 7 mm, el volumen no detectado, en ausencia de

luz fue de $0,144 \pm 0,063 \mu\text{m}^3$, en condiciones de luz normal de $0,181 \pm 0,054 \mu\text{m}^3$, y con máxima intensidad de luz de $0,206 \pm 0,069 \mu\text{m}^3$ (Tabla 6.1.7 y Figura 6.1.7).

ITERO®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	$0,072 \pm 0,066$	$0,065 \pm 0,048$	$0,144 \pm 0,063$
Luz estándar	$0,095 \pm 0,060$	$0,101 \pm 0,053$	$0,181 \pm 0,054$
Máxima intensidad de luz	$0,127 \pm 0,082$	$0,156 \pm 0,073$	$0,206 \pm 0,069$

Tabla 6.1.7.- Valores medios en volumen no detectado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

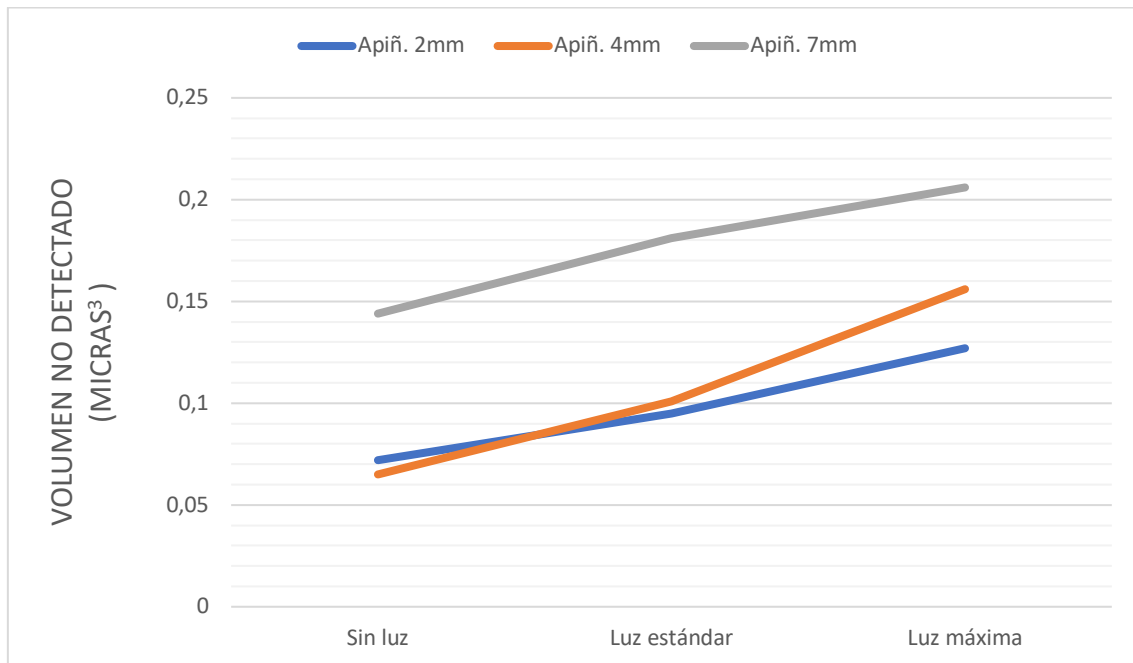


Figura 6.1.7.- Volumen no detectado obtenido, en el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.1.8. Volumen no detectado en diferentes condiciones de inclinación

En inclinación de 0° , el volumen no detectado fue de $0,054 \pm 0,054 \mu\text{m}^3$, en ausencia de luz; $0,048 \pm 0,038$, con luz estándar; y de $0,083 \pm 0,054 \mu\text{m}^3$, con máxima intensidad de luz.

En inclinación 15° , y en ausencia de luz este volumen no detectado fue de $0,135 \pm 0,054 \mu\text{m}^3$; con luz normal la media fue de $0,129 \pm 0,047 \mu\text{m}^3$, y con máxima intensidad de luz de $0,181 \pm 0,055 \mu\text{m}^3$.

En la inclinación de 30°, los valores alcanzados fueron de $0,172 \pm 0,056 \mu\text{m}^3$, para el escaneado en ausencia de luz; $0,211 \pm 0,046 \mu\text{m}^3$, con luz estándar; y de $0,240 \pm 0,064 \mu\text{m}^3$ para la máxima intensidad de luz (Tabla 6.1.8 y Figura 6.1.8).

ITERO®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	$0,054 \pm 0,054$	$0,135 \pm 0,054$	$0,172 \pm 0,056$
Luz estándar	$0,048 \pm 0,038$	$0,129 \pm 0,047$	$0,211 \pm 0,046$
Máxima intensidad de luz	$0,083 \pm 0,054$	$0,181 \pm 0,055$	$0,240 \pm 0,064$

Tabla 6.1.8.- Valores medios en volumen no detectado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

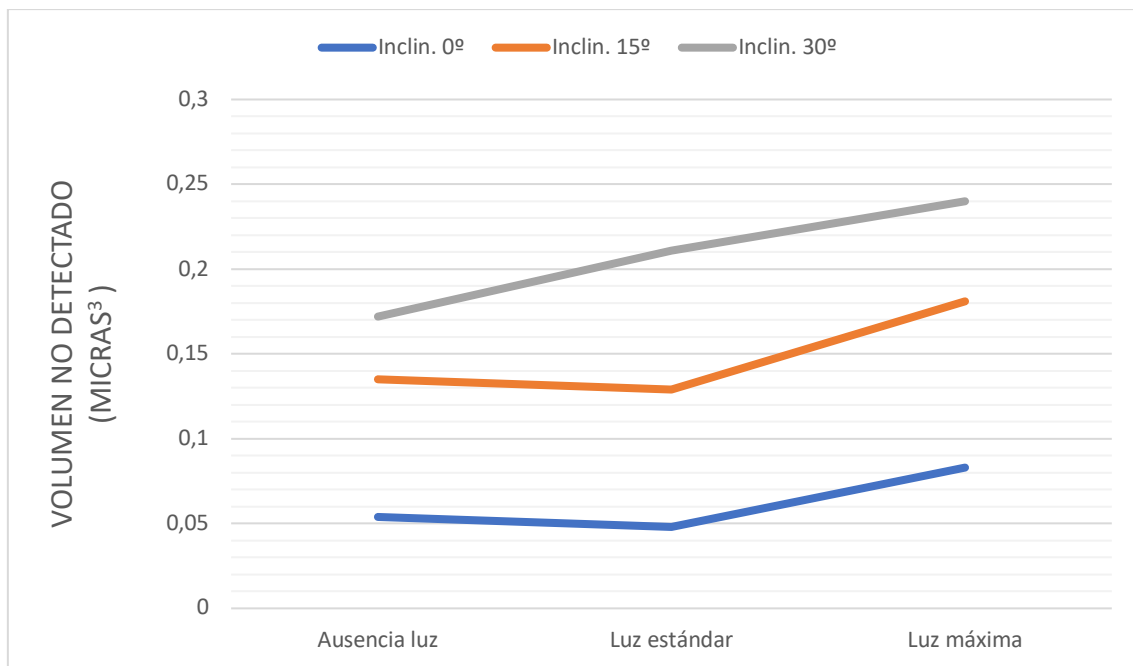


Figura 6.1.8.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.2. Resultados de la eficiencia y eficacia del escaneado: ESCÁNER TRIOS®

6.2.1. Número de imágenes en las diferentes condiciones de apiñamiento.

En el apiñamiento de 2 mm, y en ausencia de luz se obtienen valores medios en el número de imágenes de 369 ± 69 , produciéndose un incremento en condiciones de luz estándar con valores de 480 ± 93 ; y una disminución hasta 393 ± 49 imágenes, cuando la luz es máxima. En el apiñamiento de 4 mm, el número de imágenes obtenidas se sitúa en 418 ± 48 , en ausencia de luz. Existe un incremento de estos valores con luz estándar, alcanzando una media de 552 ± 117 . Con máxima intensidad de luz los valores obtenidos fueron de 478 ± 65 .

En el apiñamiento de 7 mm, el número de imágenes, en condiciones sin luz, fue de 459 ± 89 ; 548 ± 128 para la luz estándar y 469 ± 58 para máxima iluminación (Tabla 6.2.1 y Figura 6.2.1).

TRIOS®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	369 ± 69	418 ± 48	459 ± 89
Luz estándar	480 ± 93	552 ± 117	548 ± 128
Máxima intensidad de luz	393 ± 49	478 ± 65	469 ± 58

Tabla 6.2.1.- Valores medios en el número de imágenes en los diferentes apiñamientos bajo distintas condiciones de iluminación.

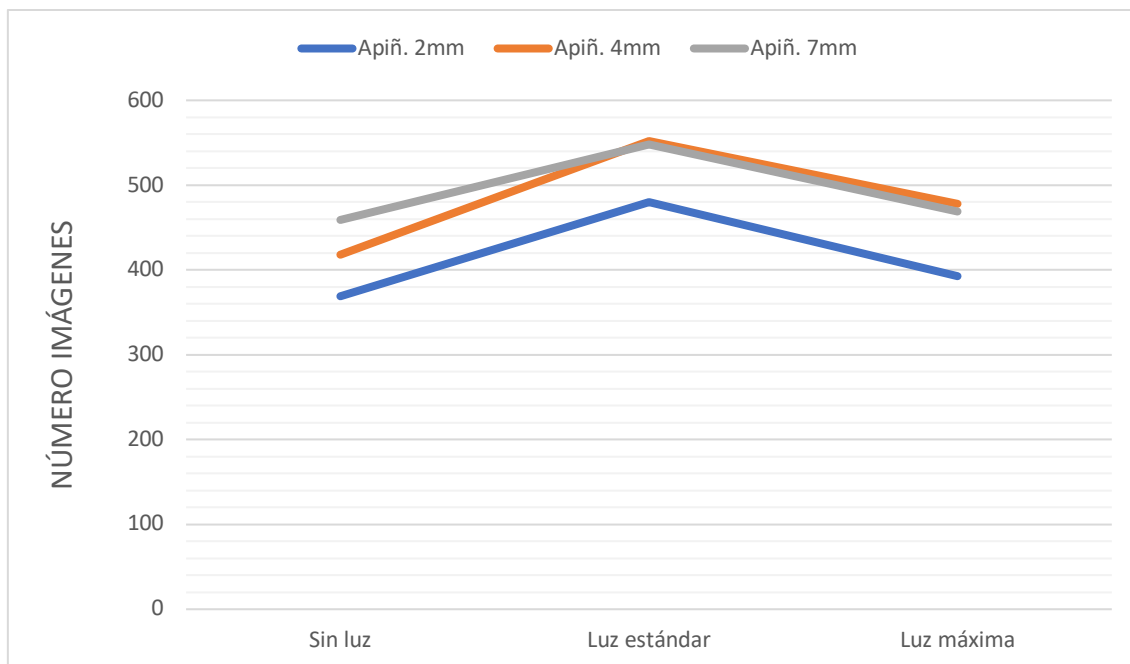


Figura 6.2.1.- Número de imágenes obtenidas, según el apiñamiento con el escáner TRIOS® .

6.2.2. Número de imágenes en las diferentes condiciones de inclinación molar.

En inclinaciones de 0°, el número de imágenes obtenidas para condiciones sin luz fueron de 417±58. En condiciones de luz estándar, 398±65, y con máxima intensidad de luz de 465±42.

Cuando la inclinación es 15°, en condiciones sin luz, los resultados obtenidos fueron de 472±108 imágenes; para luz estándar de 399±79; y con máxima intensidad de luz de 467±32.

La inclinación de 30° obtuvo un número de imágenes, en ausencia de luz, de 449±40. En circunstancias de luz normal, 400±70; y con máxima intensidad de luz de 456±37 (Tabla 6.2.2 y Figura 6.2.2).

TRIOS®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	417±58	472±108	449±40
Luz estándar	398±65	399±79	400±70
Máxima intensidad de luz	465±42	467±32	456±37

Tabla 6.2.2.- Valores medios en el número de imágenes en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación.

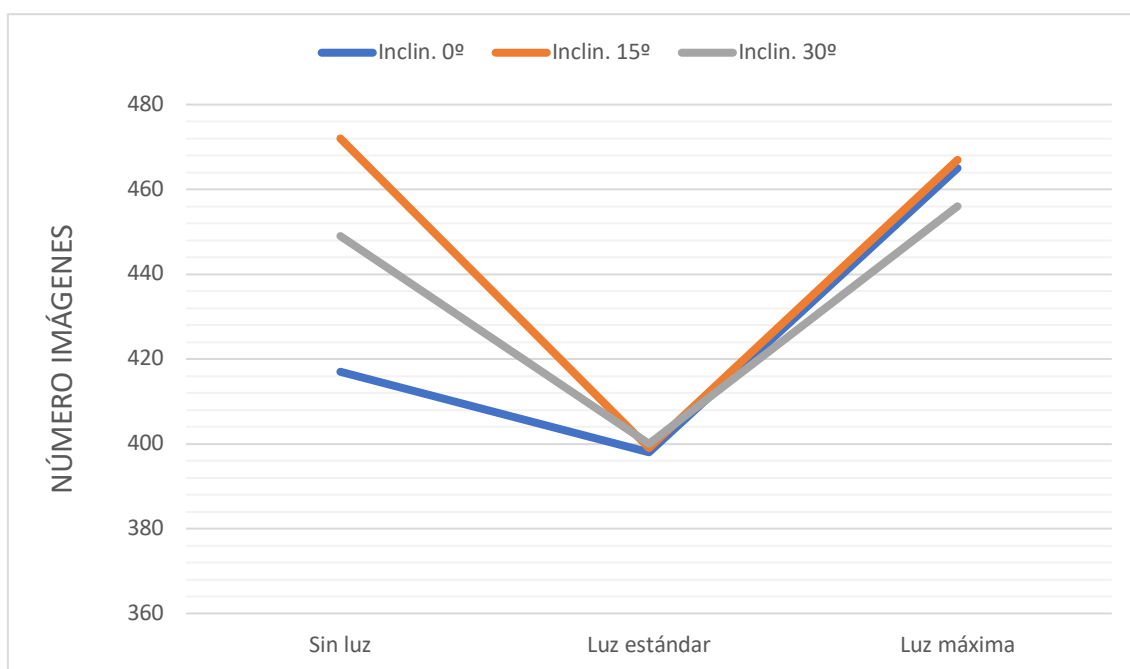


Figura 6.2.2.- Número de imágenes obtenidas con el escáner ITERO®, en los distintos grados de inclinación molar.

6.2.3. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

En apiñamiento de 2 mm, y en ausencia de luz se obtienen valores de $36,58 \pm 5,73$ segundos, produciéndose un aumento en condiciones de luz estándar con valores de $54,84 \pm 12,03$ segundos; y una ligera disminución hasta los $40,68 \pm 3,29$ segundos, cuando la luz es máxima.

Cuando el apiñamiento es de 4 mm, el tiempo de escaneado en ausencia de luz fue de $45,32 \pm 6,47$ segundos, con un incremento notable con luz estándar con valores de $62,07 \pm 16,41$ segundos, y disminuyendo con valores de $50,37 \pm 5,80$ segundos con máxima intensidad de luz.

En el apiñamiento de 7 mm, se obtienen resultados de $47,90 \pm 7,78$ segundos para el escaneado en ausencia de luz; con un aumento con luz estándar de $59,10 \pm 13,14$ segundos, y con máxima intensidad de luz de $47,78 \pm 5,44$ segundos (Tabla 6.2.3 y Figura 6.2.3).

TRIOS®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	36,58±5,73	45,32±6,47	47,90±7,78
Luz estándar	54,84±12,03	62,07±16,41	59,10±13,14
Máxima intensidad de luz	40,68±3,29	50,37±5,80	47,78±5,44

Tabla 6.2.3.- Valores medios en el tiempo de escaneado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

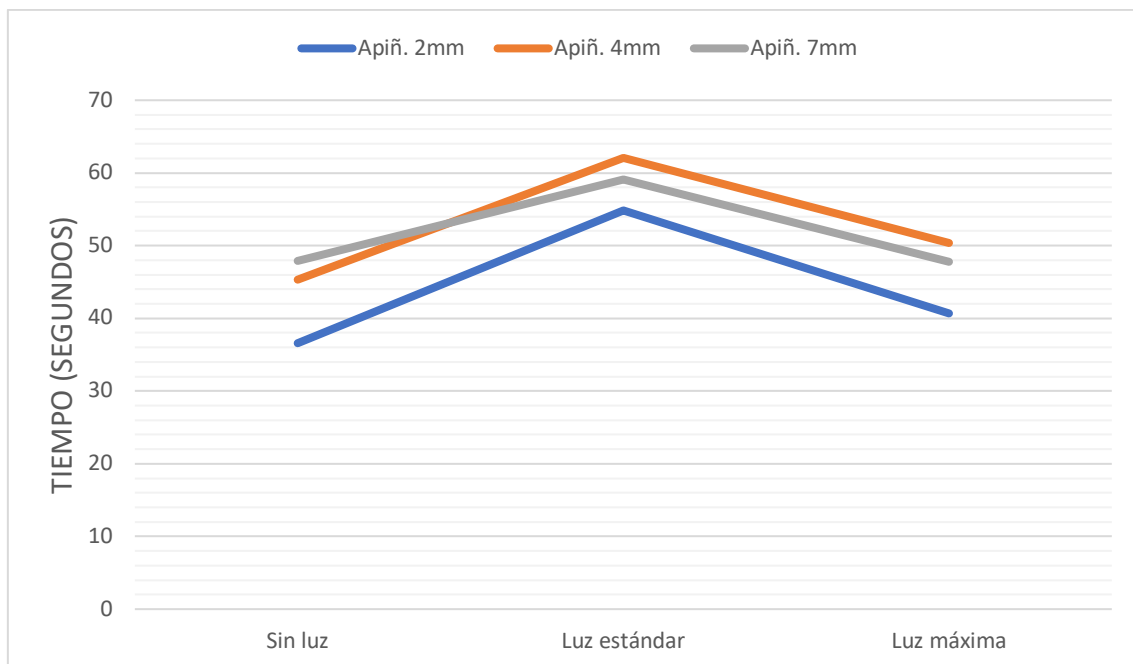


Figura 6.2.3.- Tiempo de escaneado obtenido, según el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.2.4. Tiempo de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación molar.

En inclinaciones de 0°, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de 43,09±7,34 segundos. En condiciones de luz normal, se produce un ligero incremento 44,84±12,73 segundos, y con máxima intensidad de luz se incrementa a 51,13±2,75 segundos.

Cuando la inclinación es 15°, en condiciones sin luz, los resultados obtenidos fueron de 46,68±8,49 segundos; para luz estándar de 46,81±7,45 segundos; y se produce un incremento de 51,16±2,73 segundos con máxima intensidad de luz.

La inclinación de 30° obtuvo un tiempo de escaneado, en ausencia de luz, de 46,32±5,91 segundos. En circunstancias de luz normal, el tiempo fue de 44,83±10,68 segundos; y con máxima intensidad de luz aumenta hasta 50,63±1,93 segundos (Tabla 6.2.4 y Figura 6.2.4).

TRIOS®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	43,09±7,34	46,68±8,49	46,32±5,91
Luz estándar	44,84 ±12,73	46,81±7,45	44,83±10,68
Máxima intensidad de luz	51,13±2,75	51,16±2,73	50,63±1,93

Tabla 6.2.4.- Valores medios en el tiempo de escaneado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

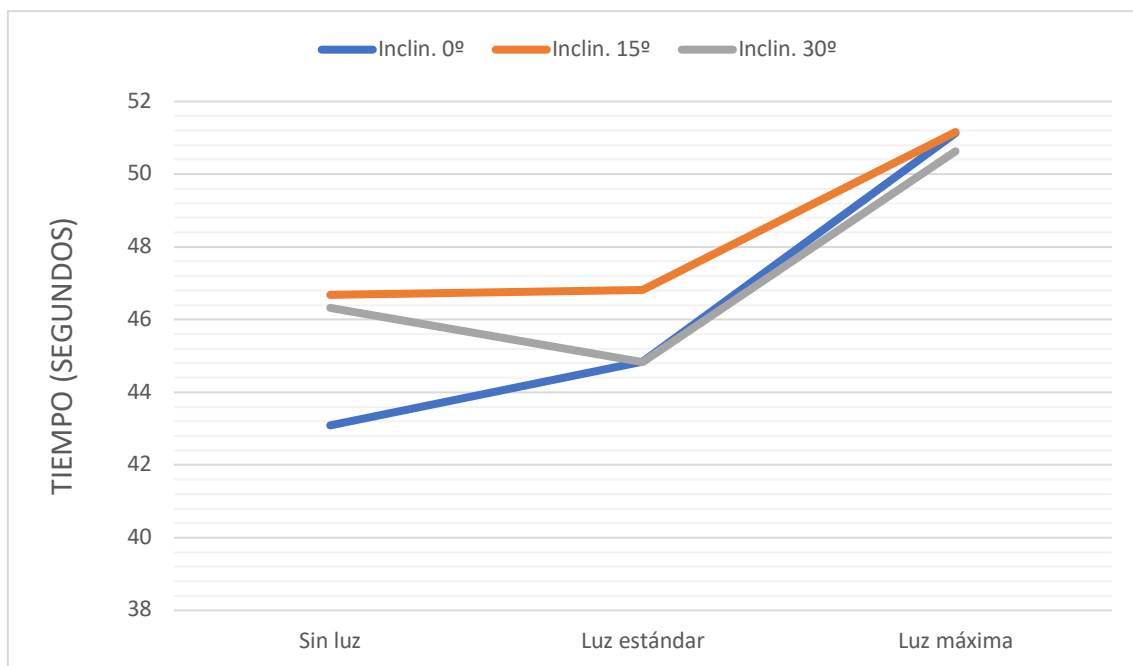


Figura 6.2.4.- Tiempo de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.2.5. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de apiñamiento.

Los fallos de escaneado en apiñamientos de 2 mm, obtuvo valores medios en ausencia de luz de 1±1. En circunstancias de luz normal, las paradas fueron mayores, con valores

medios de 2 ± 1 , y cuando las condiciones son de máxima intensidad de luz, con valores similares a la ausencia de luz con 1 ± 1 .

En apiñamientos de 4 mm, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de 1 ± 1 paradas; con luz normal se produce un aumento de 2 ± 2 ; y con máxima intensidad de luz, similar al anterior apiñamiento en esta iluminación con 1 ± 1 .

Cuando el apiñamiento es de 7 mm, los fallos de escaneado en ausencia de luz fueron de 1 ± 1 ; en circunstancias de luz estándar se produce un incremento de 2 ± 2 ; y con una intensidad de luz máxima disminuye a 1 ± 1 (Tabla 6.2.5 y Figura 6.2.5).

TRIOS®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	1 ± 1	1 ± 1	1 ± 1
Luz estándar	2 ± 1	2 ± 1	2 ± 2
Máxima intensidad de luz	1 ± 1	1 ± 1	1 ± 1

Tabla 6.2.5.- Valores medios en los fallos de escaneado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

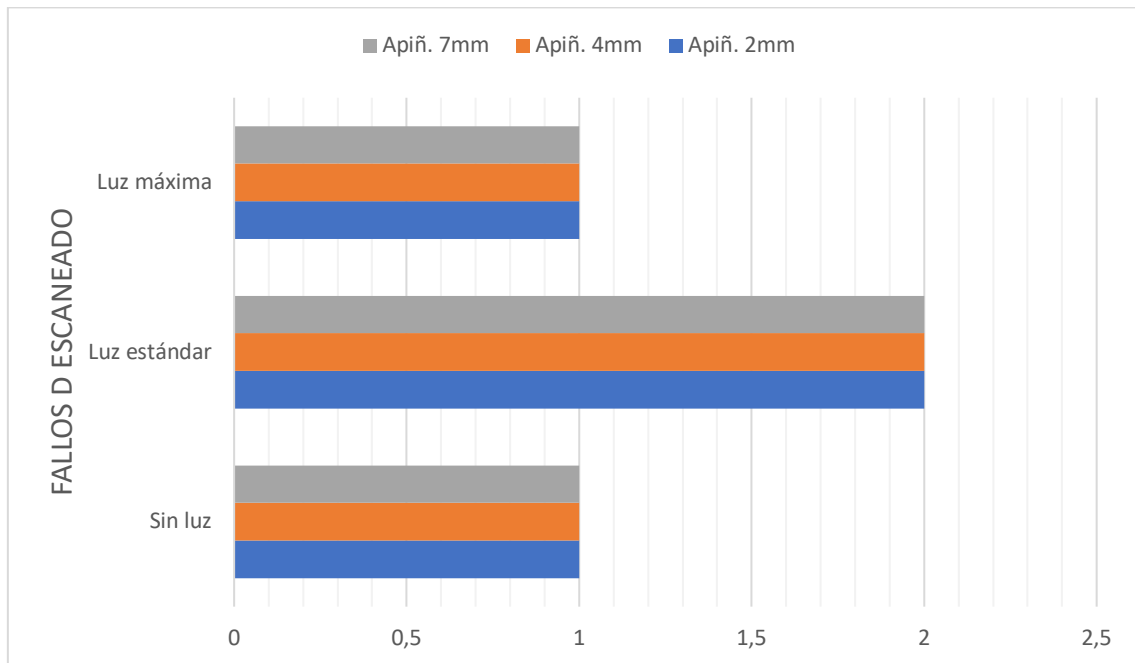


Figura 6.2.5.- Fallos de escaneado obtenido, en el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.2.6. Fallos de escaneado en las diferentes condiciones de inclinación.

Cuando la inclinación es de 0°, los fallos de escaneado en ausencia de luz fueron de 1±1 aumentando con luz normal, con valores medios de 2±2, y en condiciones de máxima intensidad de luz, 2±1.

En la inclinación molar 15°, los valores obtenidos fueron de 1±1 para todas las circunstancias de luz.

En la inclinación molar de 30°, para condiciones sin luz los fallos de escaneado fueron de 1±1; aumentando en condiciones de luz normal con valores de 2±1; y alcanzando valores con intensidad de máxima intensidad de luz de 1±1 (Tabla 6.2.6 y Figura 6.2.6).

TRIOS®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	1±1	1±1	1±1
Luz estándar	2±2	1±1	2±1
Máxima intensidad de luz	2±1	1±1	1±1

Tabla 6.2.6.- Valores medios en los fallos de escaneado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

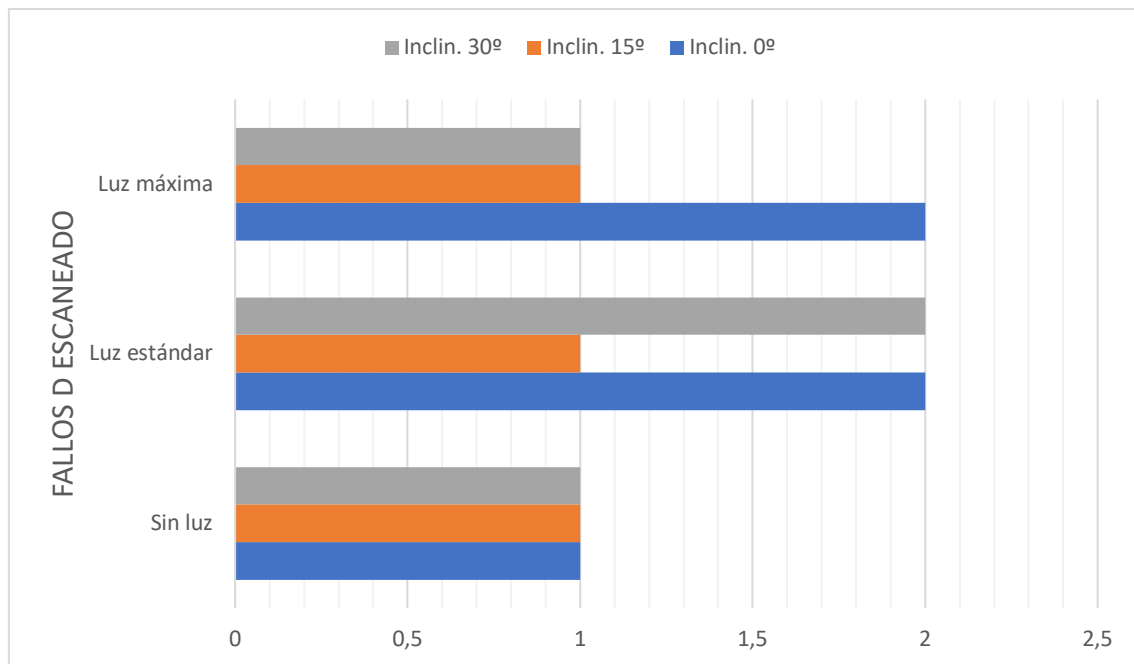


Figura 6.2.6.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.2.7. Volumen no detectado en diferentes condiciones de apiñamiento.

En el apiñamiento de 2 mm, los valores obtenidos para condiciones sin luz fueron de $0,019 \pm 0,019 \mu\text{m}^3$. En circunstancias de luz normal, el volumen no detectado aumenta con valores de $0,068 \pm 0,132 \mu\text{m}^3$; y para la máxima intensidad de luz se produce un ligero descenso hasta alcanzar valores de $0,026 \pm 0,033 \mu\text{m}^3$.

Cuando el apiñamiento es de 4 mm, en ausencia de luz se obtiene un valor de $0,036 \pm 0,061 \mu\text{m}^3$, mientras que en circunstancias de luz normal aumenta hasta valores $0,070 \pm 0,087 \mu\text{m}^3$; disminuyendo en intensidad de máxima intensidad de luz con valores de $0,035 \pm 0,077 \mu\text{m}^3$.

En apiñamiento de 7 mm, el volumen no detectado, en ausencia de luz fue de $0,097 \pm 0,190 \mu\text{m}^3$, en condiciones de luz normal sufre un ligero incremento hasta $0,109 \pm 0,173 \mu\text{m}^3$, y se reduce hasta valores de $0,082 \pm 0,149 \mu\text{m}^3$ en condiciones de luz máxima (Tabla 6.2.7 y Figura 6.2.7).

TRIOS®	Apiñamiento de 2 mm	Apiñamiento de 4 mm	Apiñamiento de 7 mm
Sin luz	$0,019 \pm 0,019$	$0,036 \pm 0,061$	$0,097 \pm 0,190$
Luz estándar	$0,068 \pm 0,132$	$0,070 \pm 0,087$	$0,109 \pm 0,173$
Máxima intensidad de luz	$0,026 \pm 0,033$	$0,035 \pm 0,077$	$0,082 \pm 0,149$

Tabla 6.2.7.- Valores medios en volumen no detectado en los diferentes grados de apiñamiento bajo distintas condiciones de iluminación

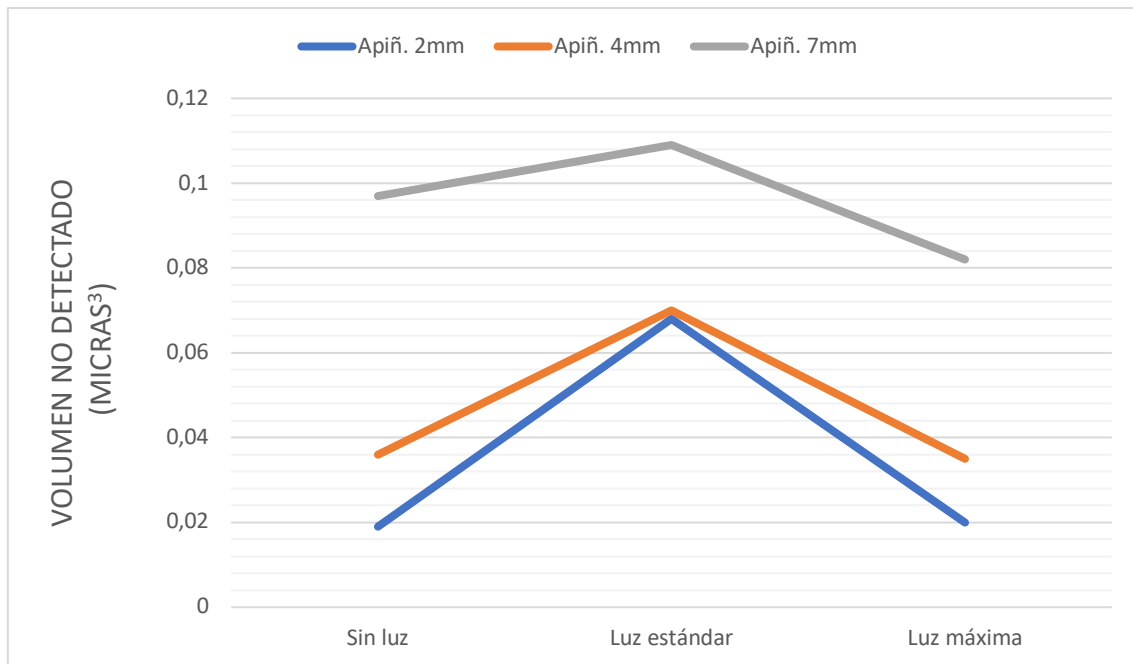


Figura 6.2.7.- Volumen no detectado obtenido, en el apiñamiento con el escáner ITERO®.

6.2.8. Volumen no detectado en diferentes condiciones de inclinación

En inclinación de 0°, el volumen no detectado fue de $0,095 \pm 0,204 \mu\text{m}^3$, en ausencia de luz; en circunstancias de luz estándar disminuye hasta alcanzar valores de $0,023 \pm 0,052 \mu\text{m}^3$; y con máxima intensidad de luz se produce de nuevo un incremento con valores de $0,052 \pm 0,080 \mu\text{m}^3$.

Cuando la inclinación es 15°, y en ausencia de luz este volumen no detectado fue de $0,089 \pm 0,104 \mu\text{m}^3$; ocasionándose un aumento con luz normal ya que la media fue de $0,160 \pm 0,198 \mu\text{m}^3$, y disminuyendo en condiciones de máxima intensidad de luz con valores medios de $0,050 \pm 0,080 \mu\text{m}^3$.

En circunstancias con una inclinación de 30°, los valores alcanzados fueron de $0,113 \pm 0,358 \mu\text{m}^3$, para el escaneado en ausencia de luz; con un incremento con valores de $0,331 \pm 0,363 \mu\text{m}^3$, en condiciones de luz estándar; y para condiciones lumínicas máximas disminuyen hasta valores de $0,055 \pm 0,082 \mu\text{m}^3$ (Tabla 6.2.8 y Figura 6.2.8).

TRIOS®	Inclinación 0°	Inclinación 15°	Inclinación 30°
Sin luz	0,095±0,204	0,089±0,104	0,113±0,358
Luz estándar	0,023±0,052	0,160±0,198	0,331±0,363
Máxima intensidad de luz	0,052±0,080	0,050±0,080	0,055±0,082

Tabla 6.2.8.- Valores medios en volumen no detectado en los diferentes grados de inclinación molar bajo distintas condiciones de iluminación

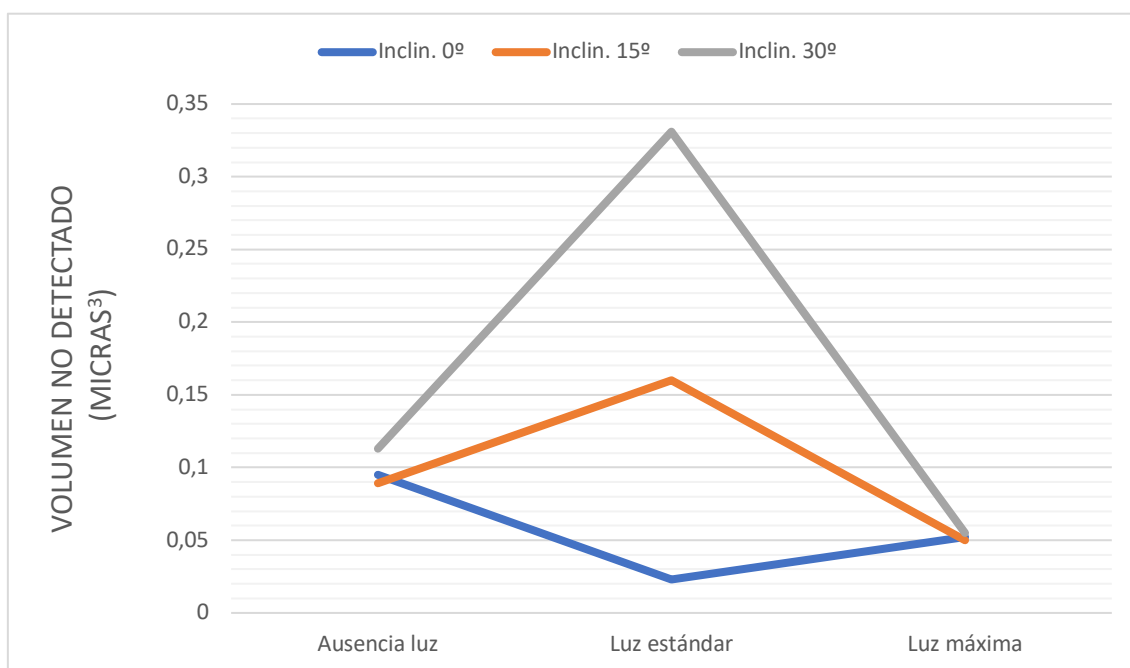


Figura 6.2.8.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar.

6.3. Comparación de la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER ITERO®

6.3.1. Apiñamiento de 2 mm (Grupo 1)

En el Grupo 1, se observan diferencias en el número de imágenes obtenidas bajo distintas condiciones de luz. Existen diferencias estadísticamente significativas máxima intensidad de luzen cuanto al número de imágenes captadas en distintas condiciones de luz (luz estándar-máxima intensidad de luz) ($p < 0,0001$), en el que el número de imágenes obtenidas es superior con luz estándar. Igualmente, esta diferencia se hace evidente entre el escaneado en ausencia de luz frente a la luz estándar ($p = 0,032$) (Figura 6.3.1).

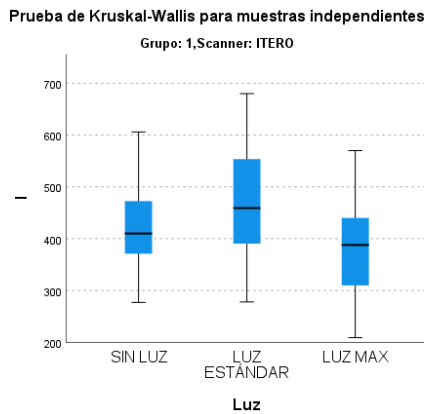


Figura 6.3.1.- Número de imágenes obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 2 mm.

En estas condiciones de apiñamiento el escáner ITERO® refleja que el tiempo de escaneado en condiciones de máxima intensidad de luz es estadísticamente significativo cuando se compara con la luz estándar ($p < 0,0001$). De igual forma estas diferencias significativas se obtienen cuando el escaneado se hace con ausencia de luz frente a condiciones de luz normal ($p < 0,0001$). No obteniendo diferencias estadísticamente significativas cuando se utiliza este escáner en ausencia de luz o con máxima intensidad de luz (Figura 6.3.2).

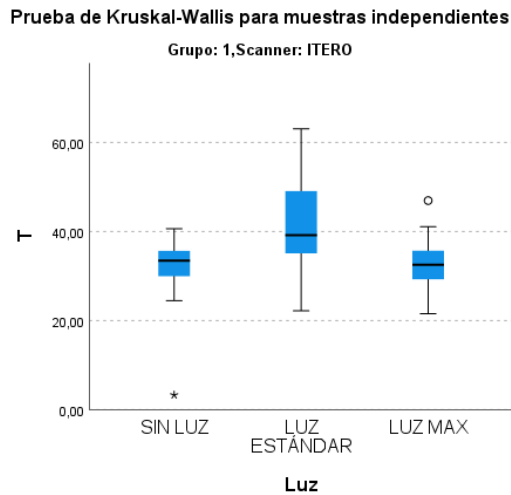


Figura 6.3.2.- Tiempo obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 2 mm.

En relación a los fallos de escaneado, el grado de iluminación influye de forma estadísticamente significativa cuando se realiza el escaneado con máxima intensidad de luz con respecto a la ausencia de luz ($p=0,037$). Asimismo, ocurre cuando estas condiciones de máxima intensidad de luz se comparan con la luz estándar ($p<0,0001$) (Figura 6.3.3).

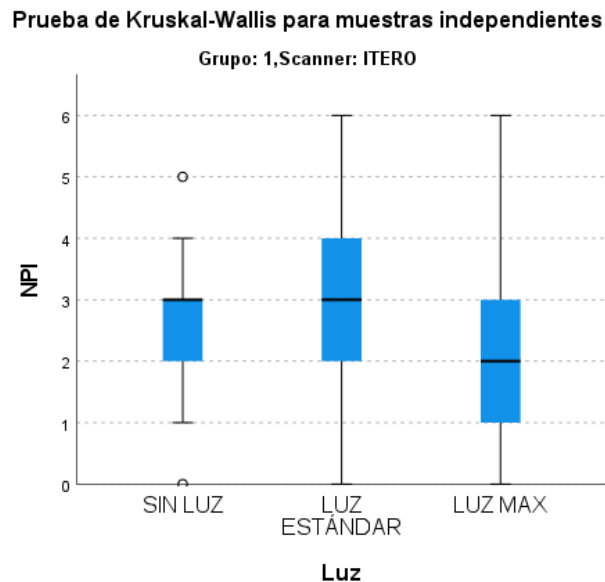


Figura 6.3.3.- Fallos de escaneado, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 2 mm.

Por último, y en relación al volumen no detectado, las diferencias estadísticamente significativas se obtienen en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,001$) (Figura 6.3.4).

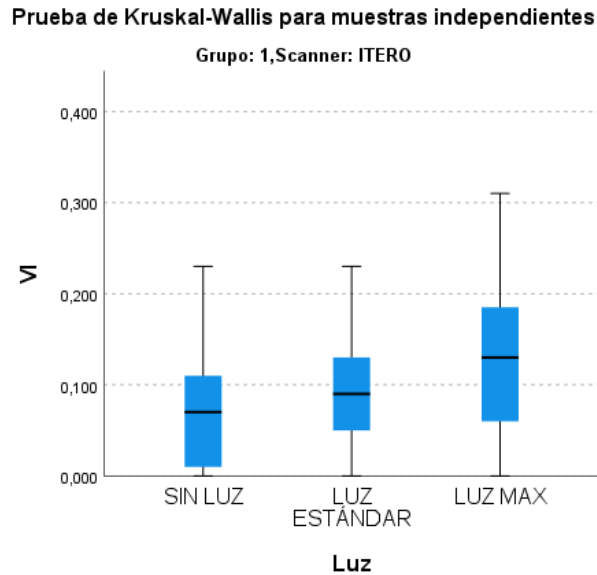


Figura 6.3.4.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 2 mm.

6.3.2. Apiñamiento de 4 mm (Grupo 2)

En este grupo, el número de imágenes ha resultado similar durante el escaneado en las tres condiciones de iluminación, no existiendo diferencias estadísticamente significativas.

Asimismo, el tiempo de escaneado no se ha visto influenciado bajo las diferentes condiciones de luz que se han realizado en este trabajo de investigación.

Por el contrario, si se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en relación a los fallos de escaneado cuando se comparan las condiciones de máxima intensidad de luz y luz estándar ($p < 0,0001$); así como en condiciones de ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$) (Figura 6.3.5).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

Grupo: 2, Scanner: ITERO

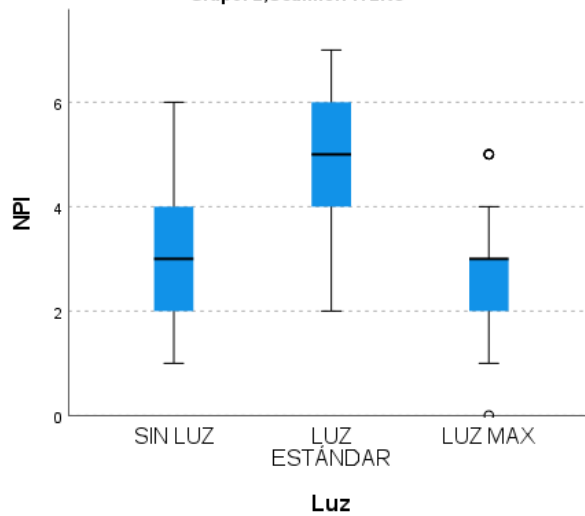


Figura 6.3.5.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 4 mm.

De igual manera, ocurre con el volumen no detectado entre las tres condiciones de luz, obteniendo diferencias estadísticamente significativas entre la ausencia de luz y la luz estándar ($p=0,006$); ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p<0,0001$); y luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p<0,001$) (Figura 6.3.6).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

Grupo: 2, Scanner: ITERO

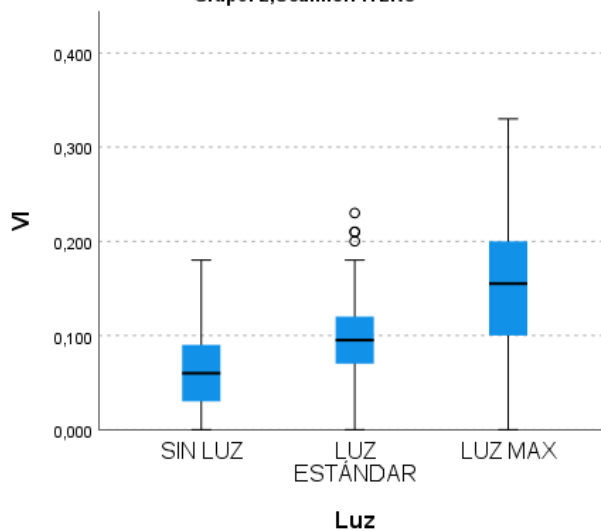


Figura 6.3.6.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 4 mm.

6.3.3. Apiñamiento de 7 mm (Grupo 3)

Al igual que en el grupo anterior, el número de imágenes no se ha visto influenciado en las diferentes condiciones de luz.

Por el contrario, en estas condiciones de mayor apiñamiento, con el escáner ITERO® el tiempo de escaneo resulta diferente cuando se realiza en condiciones de ausencia de luz frente a luz estándar ($p=0,0018$) (Figura 6.3.7).

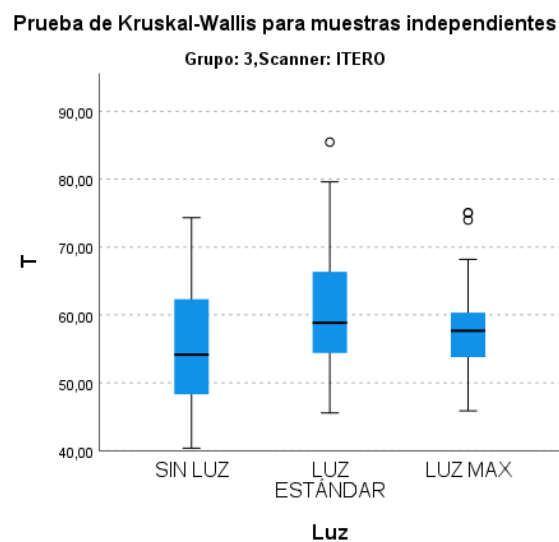


Figura 6.3.7.- Tiempo obtenido, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 7 mm.

De forma similar al número de imágenes, los fallos de escaneo no se han visto influenciado por las condiciones de iluminación.

Sin embargo, en relación al volumen no detectado, varía de forma significativa cuando se realiza en ausencia de luz frente a luz estándar ($p=0,019$), y en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p<0,0001$) (Figura 6.3.8).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

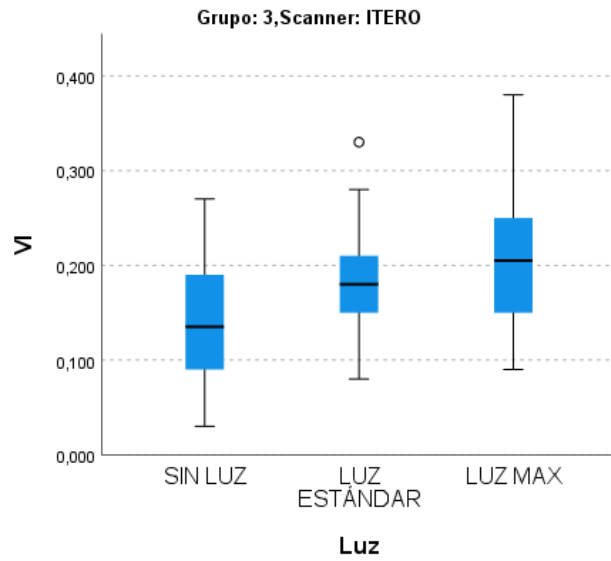


Figura 6.3.8.- Volumen no detectado, con el escáner ITERO® según el apiñamiento de 7 mm.

6.3.4. Inclinación molar 0 grados (grupo 4)

El número de imágenes en este grupo refleja que existen diferencias de escaneado entre ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p=0,01$) (Figura 6.3.9).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

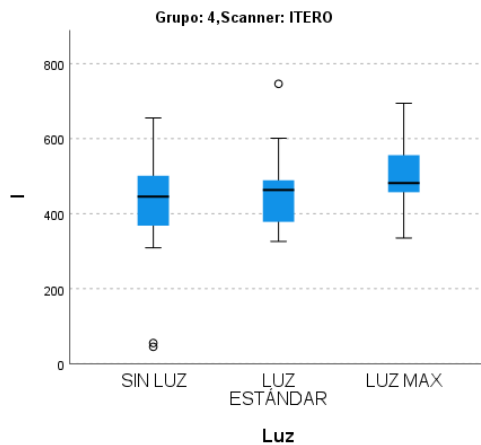


Figura 6.3.9.- Número de imágenes obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 0 grados.

Además, se puede observar que existen diferencias estadísticamente significativas tanto en el tiempo de escaneado, fallos de escaneado, y volumen no detectado. En relación al tiempo de escaneado, resulta menor en ausencia de luz frente a la máxima intensidad de luz ($p < 0,001$), así como entre la luz estándar y la máxima intensidad de luz ($p < 0,001$) (Figura 6.3.10).

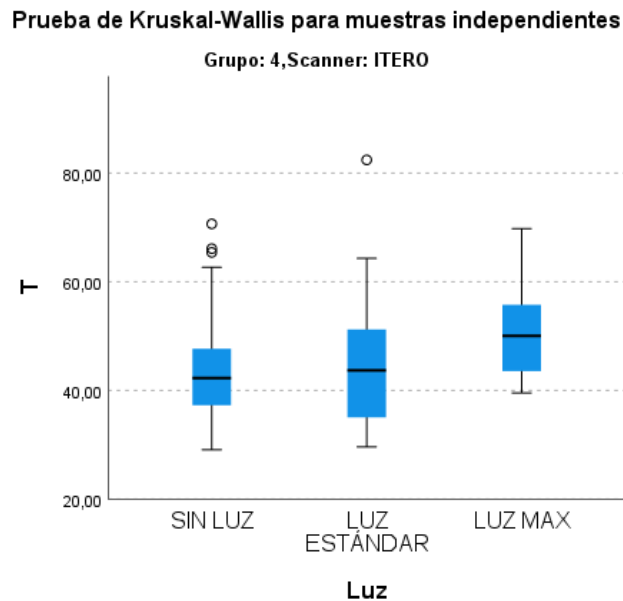


Figura 6.3.10.- Tiempo obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 0 grados.

En cuanto al fallos de escaneado observadas durante el escaneado, estas han resultado menores cuando se realizan en condiciones de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p = 0,023$) (Figura 6.3.11).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

Grupo: 4,Scanner: ITERO

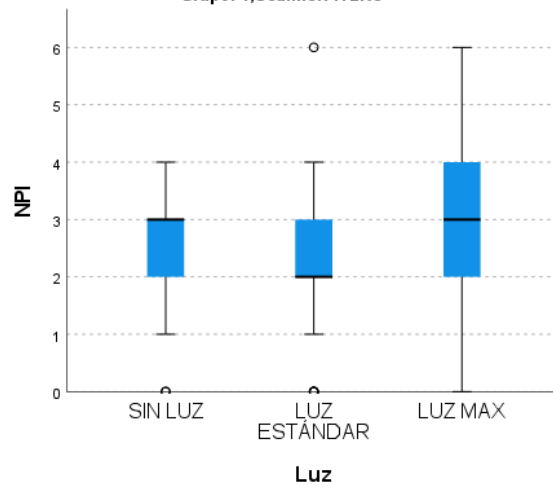


Figura 6.3.11.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 0 grados.

El volumen no detectado en este grupo con el escáner ITERO®, se vio influenciado de forma significativa cuando se realiza en condiciones de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p=0,002$), y en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p=0,005$) (Figura 6.3.12).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

Grupo: 4,Scanner: ITERO

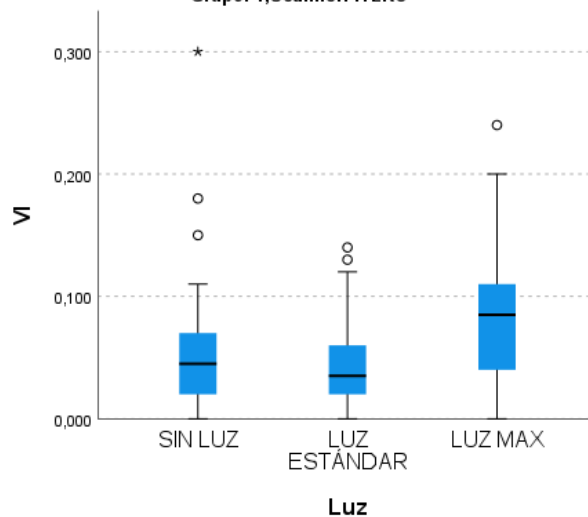


Figura 6.3.12.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 0 grados.

6.3.5. *Inclinación molar 15 grados (grupo 5)*

Cuando se produce un incremento en la inclinación molar, las diferencias estadísticamente significativas de manera similar al aparato anterior se producen en las 4 condiciones objeto de este estudio.

En inclinaciones de 15 grados, el número de imágenes resulta diferente cuando las condiciones se realizan sin luz frente a máxima intensidad de luz, y entre luz estándar y máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.3.13).

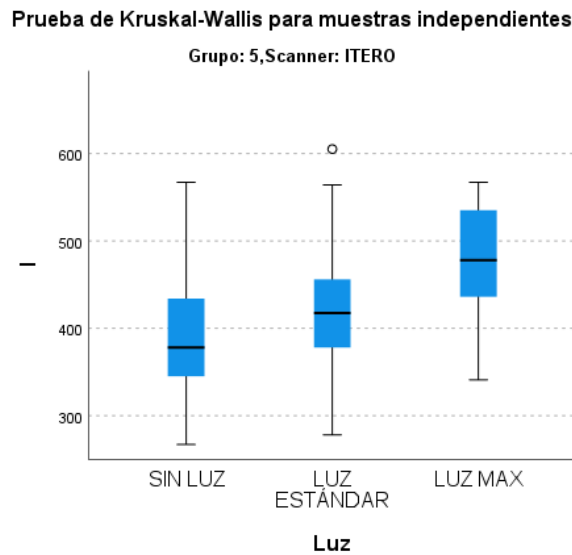


Figura 6.3.13.- Número de imágenes obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 15 grados.

El tiempo de escaneado se ha visto influenciado en las condiciones de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$), y en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.3.14).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

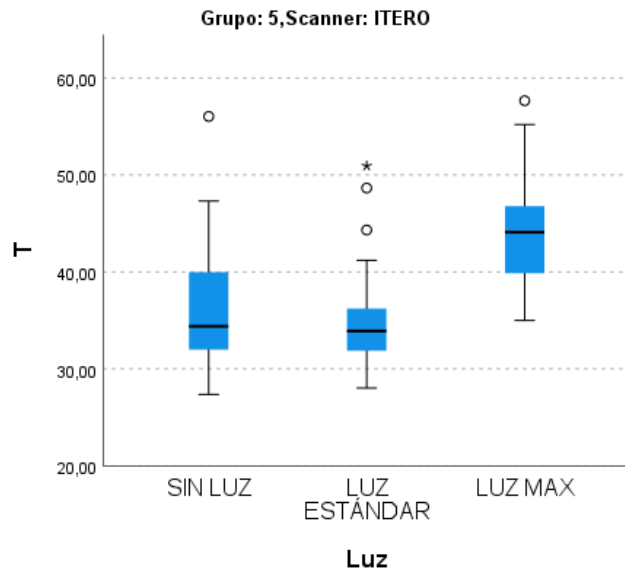


Figura 6.3.14.- Tiempo obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 15 grados.

En relación a los fallos de escaneado estas diferencias se encuentran entre la luz estándar y la ausencia de luz ($p=0,002$); entre luz estándar y máxima intensidad de luz ($p<0,0001$); y entre la ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p<0,0001$) (Figura 6.3.15).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

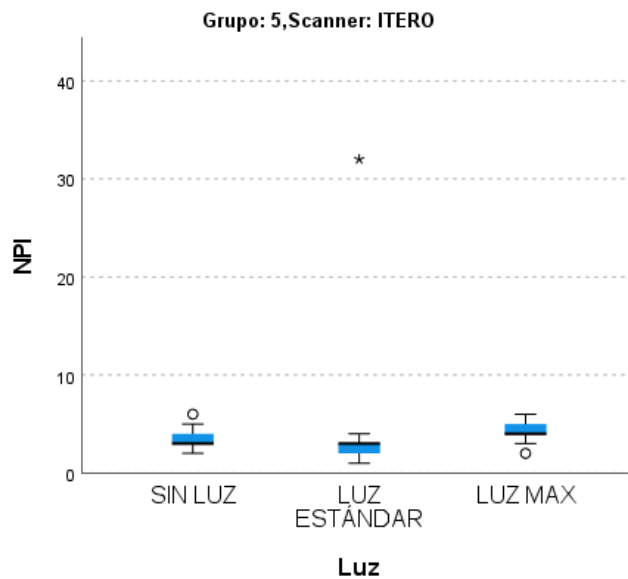


Figura 6.3.15.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 15 grados.

En cuanto al volumen no detectado, existen diferencias entre la luz estándar y máxima intensidad de luz ($p=0,000$), y la ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p=0,000$) (Figura 6.3.16).

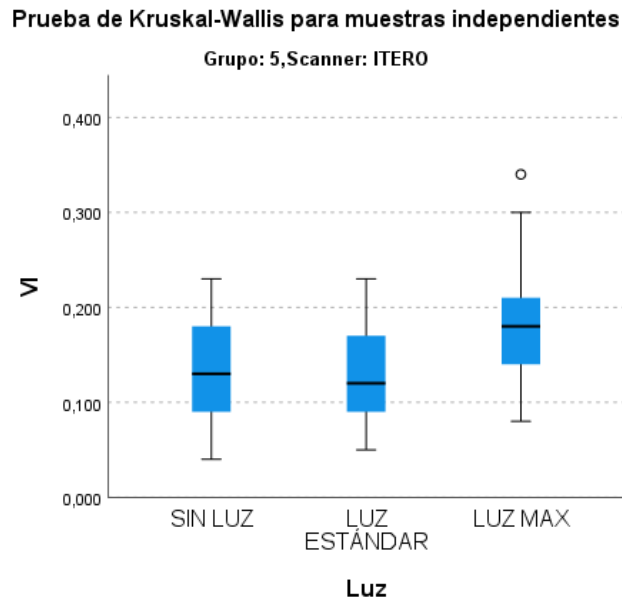


Figura 6.3.16.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 15 grados.

6.3.6. Inclinación molar de 30 grados (grupo 6)

El mayor incremento en la inclinación analizado en este trabajo solo se ha visto influido en volumen no detectado de la superficie escaneada, observando diferencias entre la ausencia de luz y luz estándar ($p=0,002$), y entre la ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p<0,0001$) (Figura 6.3.17).

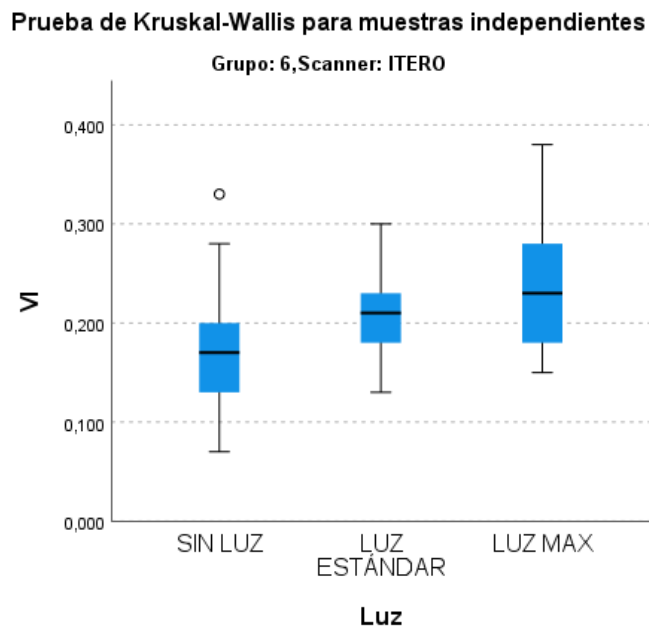


Figura 6.3.17.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según la inclinación molar de 30 grados.

6.4. Comparación de la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER TRIOS®

6.4.1. Apiñamiento de 2 mm (grupo 1)

En este grupo 1, se ha observado diferencias en cuanto al número de imágenes, tiempo de escaneado y fallos de escaneado; pero no en relación al volumen no detectado.

En relación al número de imágenes la ausencia de luz frente a la luz estándar ha resultado estadísticamente significativa ($p < 0,05$); así como cuando las condiciones de luz son máximas frente a la luz estándar ($p < 0,001$) (Figura 6.4.1).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

Grupo: 1,Scanner: TRIOS

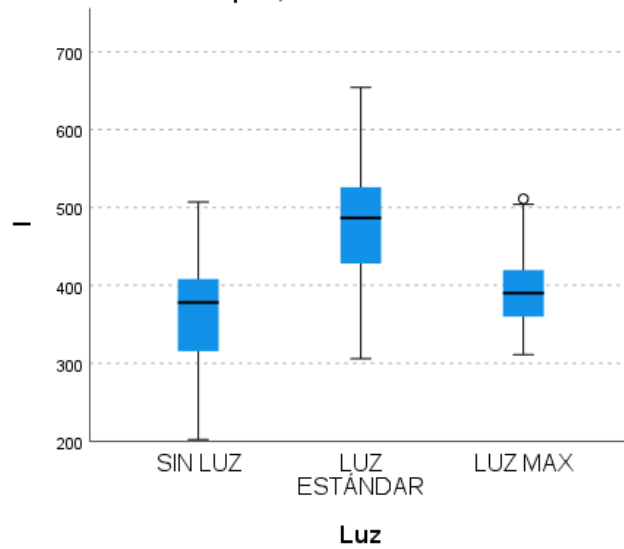


Figura 6.4.1.- Número de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 2 mm.

En cuanto al tiempo de escaneado, estas diferencias se han encontrado en condiciones de ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$), así como en condiciones de máxima intensidad de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$) (Figura 6.4.2).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

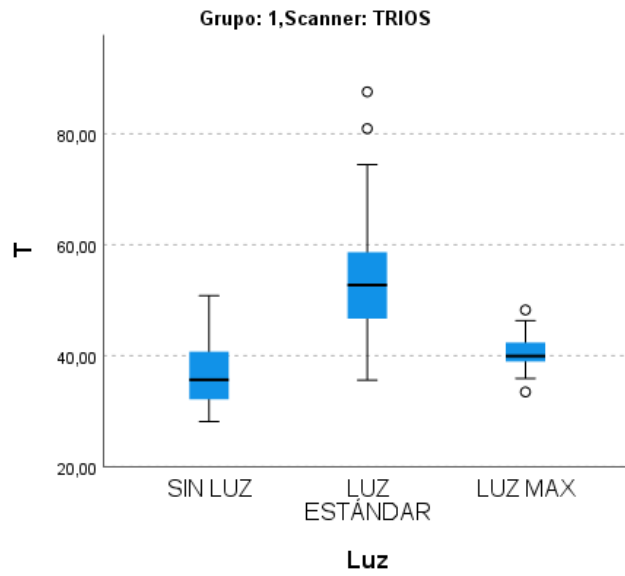


Figura 6.4.2.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 2 mm.

Los fallos de escaneado han sido diferentes de forma significativa entre la máxima intensidad de luz y la luz estándar ($p < 0,0001$), y de ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$) (Figura 6.4.3).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

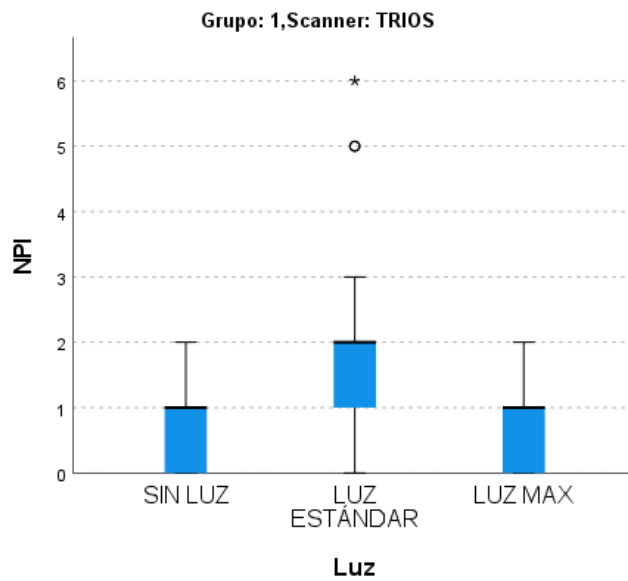


Figura 6.4.3.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 2 mm.

6.4.2. Apiñamiento de 4 mm (grupo 2)

En este grupo se puede observar que tan solo el número de imágenes y el tiempo de escaneado presentan diferencias estadísticamente significativas.

En relación al primero, la ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,003$), y la ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$), fueron claramente diferentes (Figura 6.4.4).

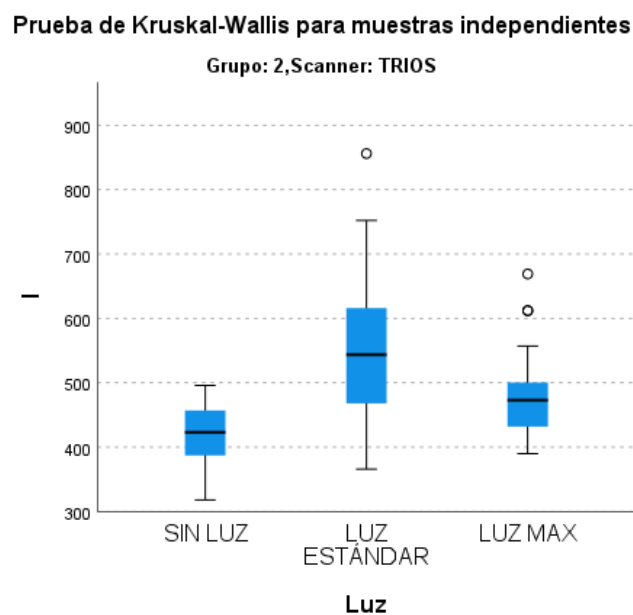


Figura 6.4.4.- Número de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 4 mm.

En el tiempo de escaneado, estas diferencias se obtuvieron en ausencia de luz con respecto a máxima intensidad de luz ($p = 0,041$); en ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$); y en condiciones de máxima intensidad de luz en comparación con luz estándar ($p = 0,028$) (Figura 6.4.5).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes
Grupo: 2, Scanner: TRIOS

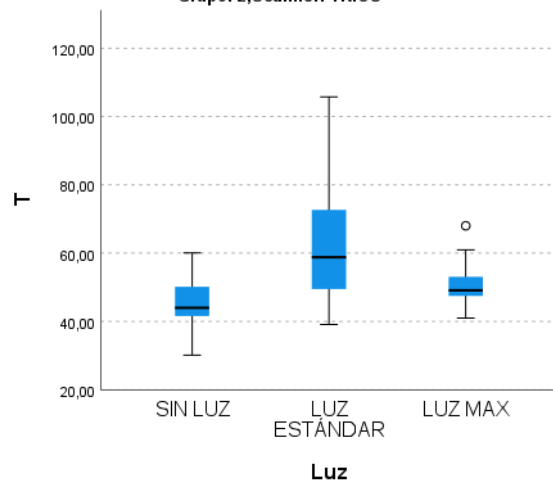


Figura 6.4.5.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 4 mm.

6.4.3. *Apiñamiento 7 mm (grupo 3)*

Cuando el apiñamiento es mayor, las diferencias se obtienen tanto en el número de imágenes como en el tiempo de escaneado, así como en los fallos de escaneado no viéndose influenciado el volumen no detectado.

El número de imágenes, solo se ha visto influenciado con este escáner bajo las condiciones de ausencia de luz frente a luz estándar ($p=0,017$) (Figura 6.4.6).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

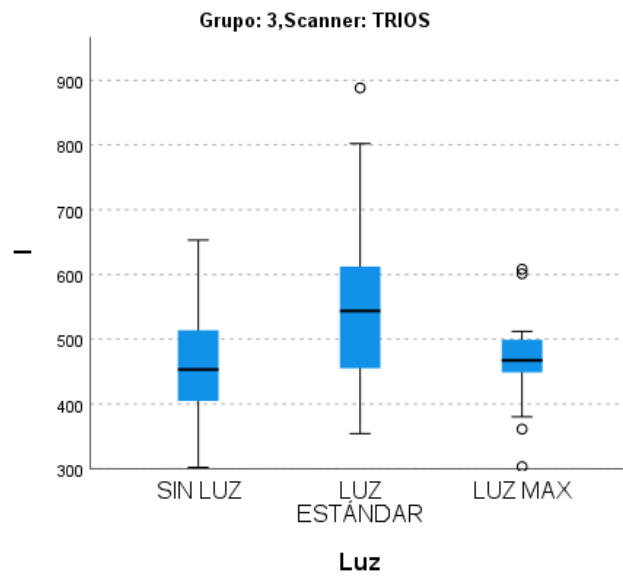


Figura 6.4.6.- Número de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 7 mm

En relación al tiempo de escaneado, estas diferencias se obtuvieron bajo las condiciones de máxima intensidad de luz frente a luz estándar ($p < 0,001$), y de ausencia de luz con respecto a la luz estándar ($p < 0,001$) (Figura 6.4.7).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

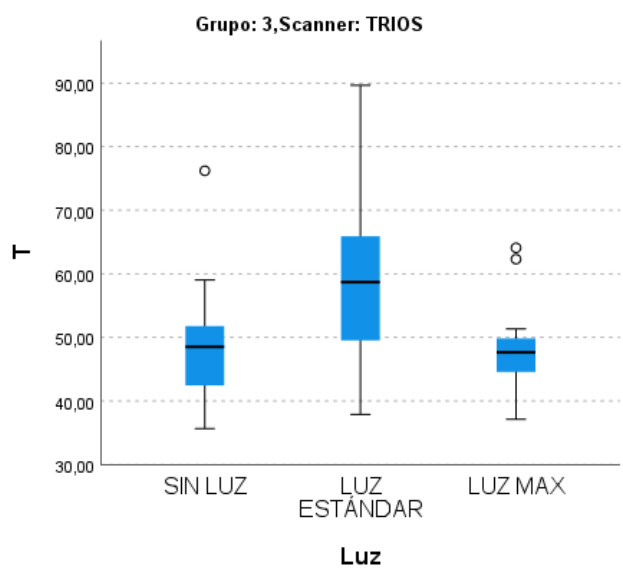


Figura 6.4.7.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 7 mm

Por último y en relación al fallos de escaneado, tan solo se observan diferencias estadísticamente significativas, cuando el escaneado se realiza en condición de máxima intensidad de luz frente a una luz estándar ($p=0,015$) (Figura 6.4.8).

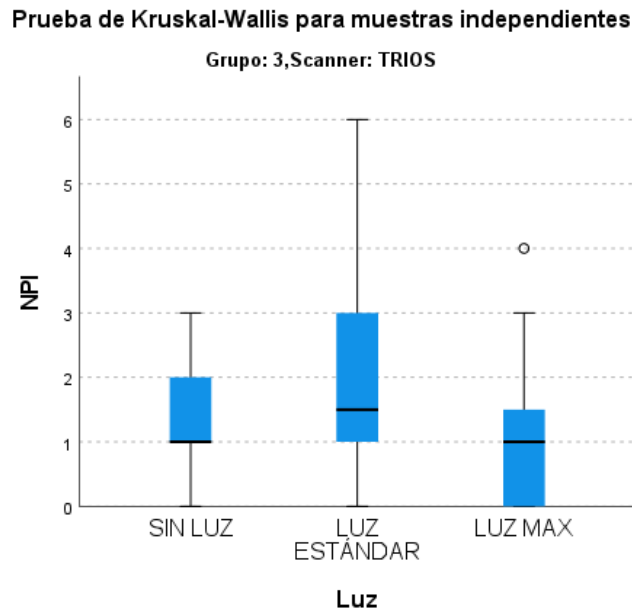


Figura 6.4.8.- Fallos de escaneado obtenido, con el escáner TRIOS® según el apiñamiento de 7 mm

6.4.4. Inclinación molar 0 grados (grupo 4)

En el análisis de este grupo de inclinación molar, las diferencias se obtienen en el número de imágenes y en el tiempo de escaneado, no viéndose afectados los fallos de escaneado y el volumen no detectado.

El número de imágenes con el escáner TRIOS®, difiere de forma significativa cuando se realiza bajo luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p<0,0001$); o cuando este escaneado se realiza en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p=0,003$) (Figura 6.4.9).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

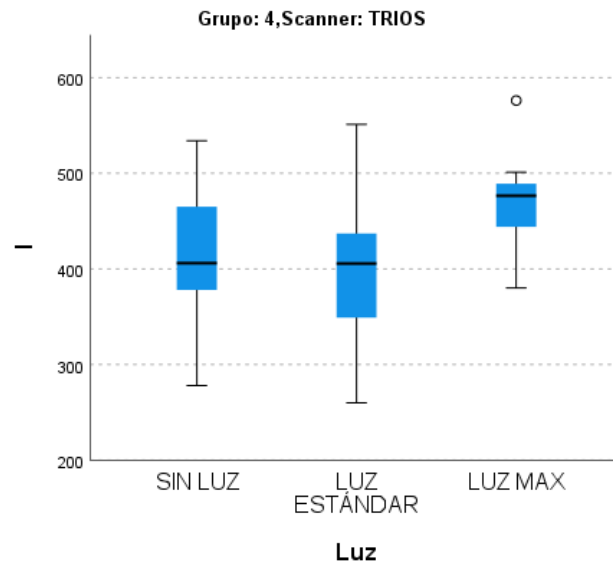


Figura 6.4.9.- Número de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 0 grados

De forma idéntica al número de imágenes, ocurre con el tiempo de escaneado, siendo estadísticamente significativo el escaneado en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$), y de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.4.10).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

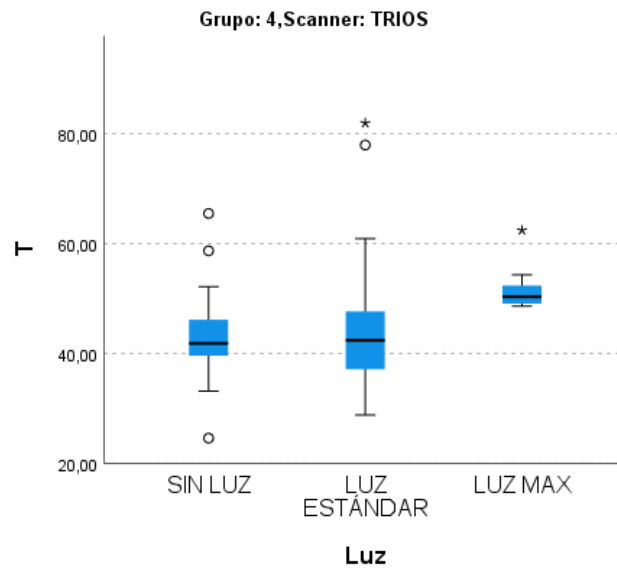


Figura 6.4.10.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 0 grados

6.4.5. Inclinación 15 grados (grupo 5)

En este grupo tanto el número de imágenes como el tiempo de escaneado, y el volumen no detectado establece diferencias estadísticamente significativas.

La diferencia en el número de imágenes resultó estadísticamente significativa, en el escaneado con luz estándar frente a la ausencia de luz ($p < 0,01$); y de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.4.11).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

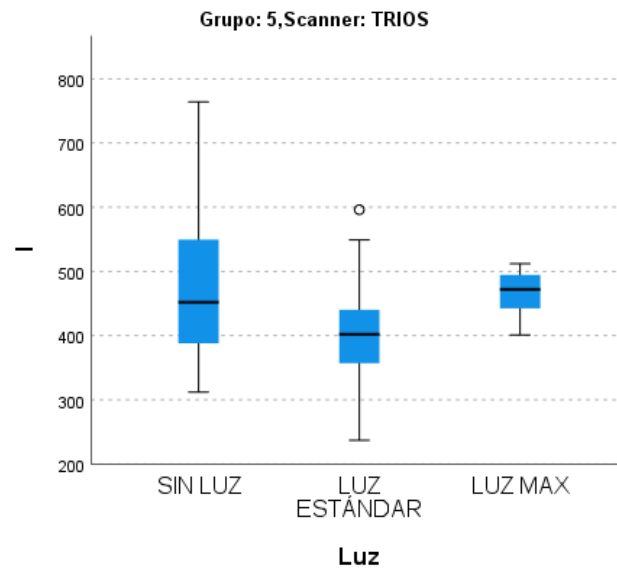


Figura 6.4.11.- Numero de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 15 grados

El tiempo de escaneado, fue menor en situación de luz estándar con respecto a la máxima intensidad de luz ($p=0,024$); y de ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p=0,036$) (Figura 6.4.12).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

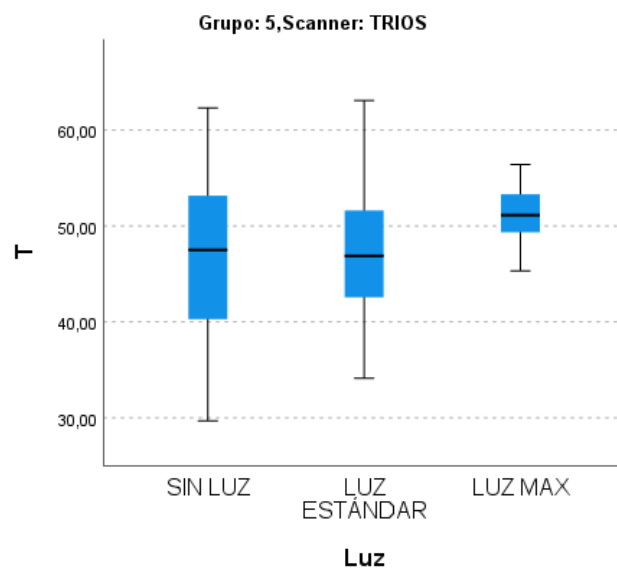


Figura 6.4.12.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 15 grados

Por último, y en cuanto al volumen no detectado, tan solo se evidencian diferencias estadísticamente significativas, cuando las condiciones de luz son máximas frente a condiciones de luz estándar ($p=0,003$) (Figura 6.4.13).

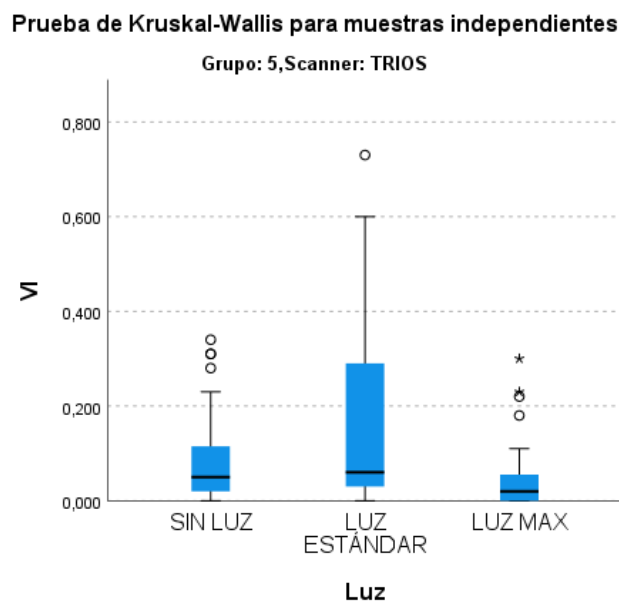


Figura 6.4.13.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 15 grados

6.4.6. Inclinación de 30 grados (grupo 6)

En este grupo, y de forma similar al anterior, las diferencias que se obtienen de forma significativa guardan relación con el número de imágenes, tiempo de escaneado, y volumen no detectado. El número de imágenes fue estadísticamente inferior cuando el escaneado se hizo con luz estándar frente a la ausencia de luz ($p=0,024$), y de luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p=0,003$) (Figura 6.4.14).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

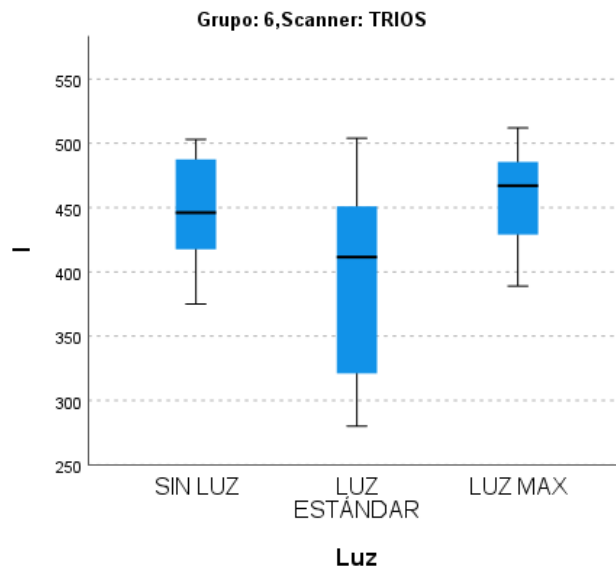


Figura 6.4.14.- Número de imágenes obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 30 grados

El tiempo de escaneado, también resulto ser inferior de forma significativa cuando este se hizo con luz estándar frente a máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$); y en ausencia de luz frente a máxima intensidad de luz ($p = 0,003$) (Figura 6.4.15).

Prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes

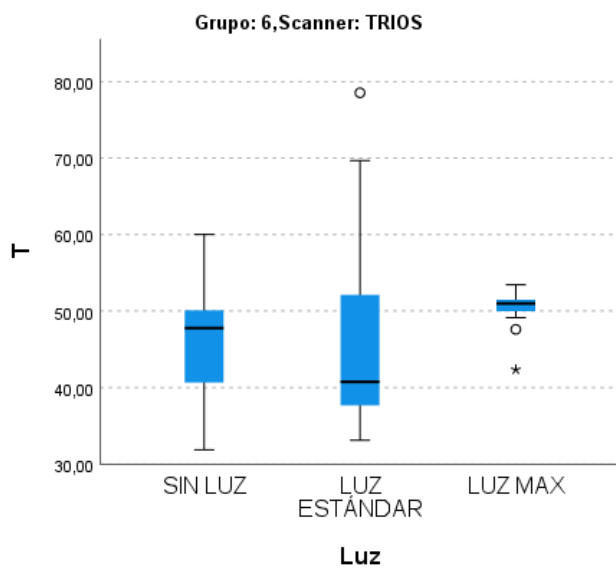


Figura 6.4.15.- Tiempo obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 30 grados

El volumen no detectado se vio influenciado en el escaneado realizado bajo máxima intensidad de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$); y en ausencia de luz frente a luz estándar ($p < 0,0001$) (Figura 6.4.16).

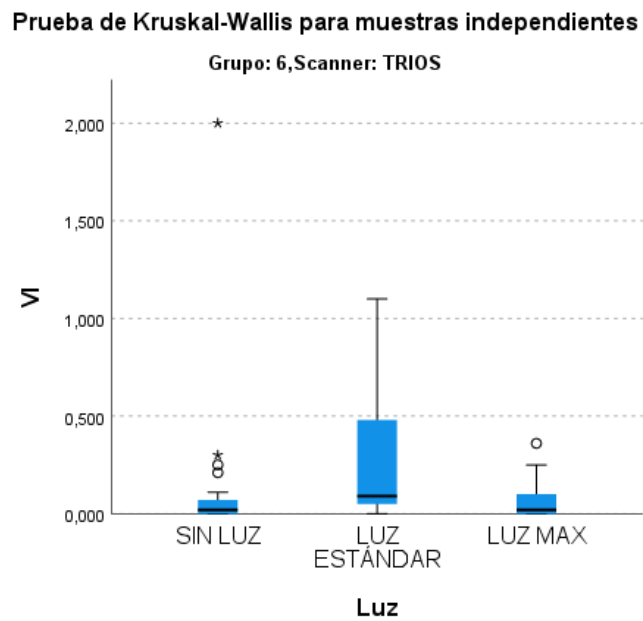


Figura 6.4.16.- Volumen no detectado obtenido, con el escáner TRIOS® según la inclinación molar de 30 grados

6.5 Influencia del grado de apiñamiento e inclinación sobre la eficiencia y eficacia del escaneado en distintas condiciones de luz: ESCÁNER ITERO®

6.5.1. Diferencias en el número de imágenes, según los grados de apiñamiento:

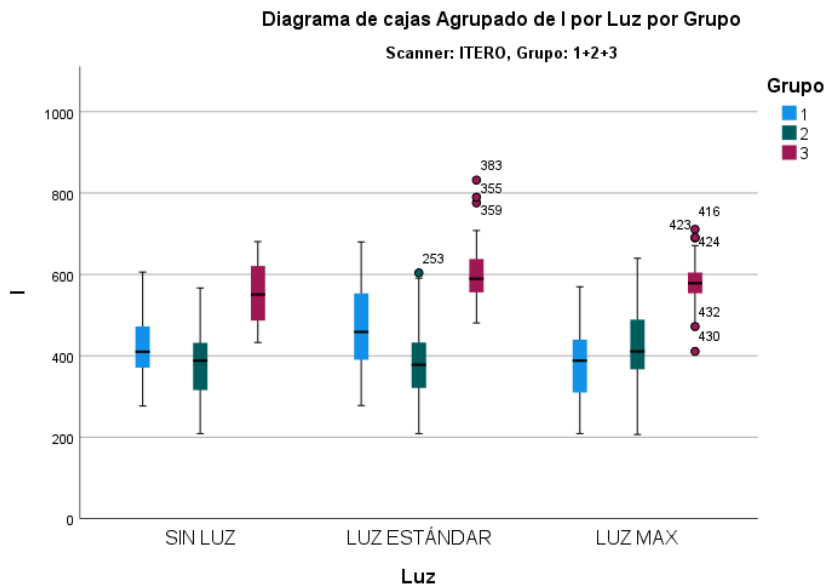


Figura 6.5.1.- Diferencia entre número de imágenes obtenidas, con el escáner ITERO® según los grados de apiñamiento (G1:2mm; G2:4mm; G3:7mm)

6.5.2. Diferencias en el tiempo, según los grados de apiñamiento:

En ausencia de luz, el tiempo de escaneado ha resultado inferior en el grupo 1 en relación con el grupo 3 ($p < 0,0001$); así como entre el grupo 2 y el grupo 3 ($p < 0,0001$).

Con luz estándar, el tiempo de escaneado, fue diferente en el grupo 2 en relación a los grupos 1 y 3 ($p < 0,0001$); y en el grupo 1 frente al grupo 3 ($p < 0,0001$).

Bajo máxima intensidad de luz, el tiempo de escaneado resultó ser diferente, al comparar los grupos 1 y 3 ($p < 0,0001$), y los grupos 2 y 3 ($p < 0,0001$) (Figura 6.5.2).

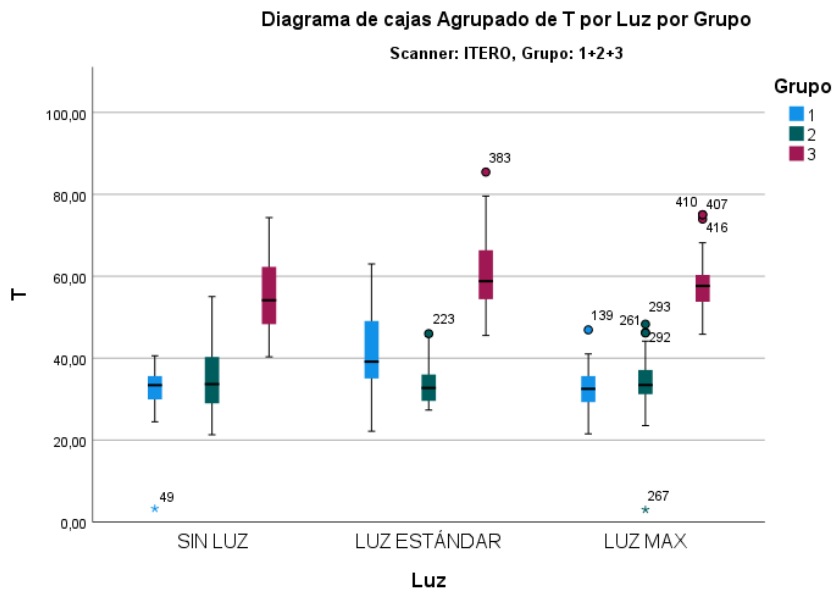


Figura 6.5.2.- Diferencias en el tiempo, con el escáner ITERO® según los grados de apiñamiento (G1:2mm; G2:4mm; G3:7mm)

6.5.3. Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de apiñamiento:

En ausencia de luz, los fallos de escaneado fueron menores en el grupo 3 en comparación con el grupo 1 y 2 ($p < 0,0001$).

Con luz estándar, los fallos de escaneado resultaron diferente al comparar el grupo 3 con el 1 ($p < 0,005$); grupo 3 con el grupo 2 ($p < 0,0001$); y entre el grupo 1 y el grupo 2 ($p < 0,0001$).

En condiciones de máxima intensidad de luz, los fallos de escaneado fueron significativamente inferior tan solo cuando se comparan los grupos 1 y 2 ($p = 0,026$) (Figura 6.5.3).

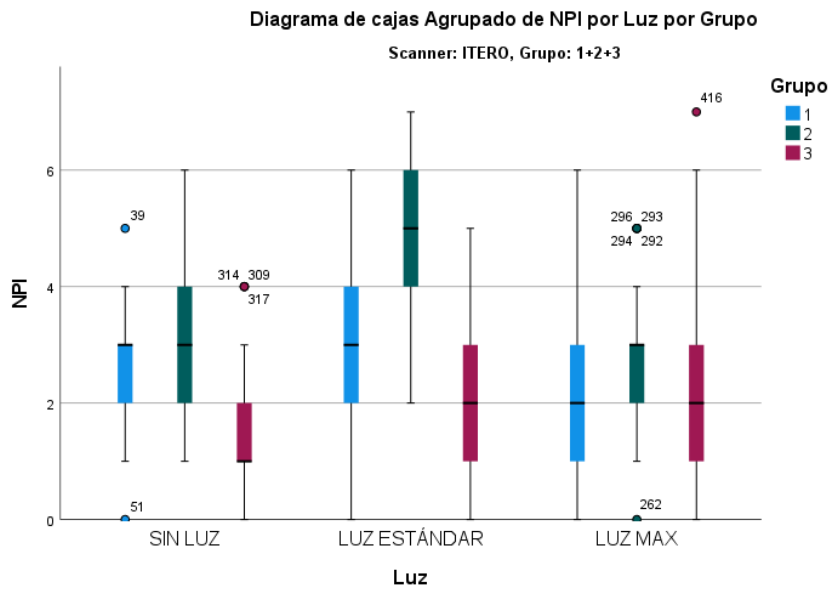


Figura 6.5.3.- Diferencia entre los fallos de escaneado obtenidos, con el escáner ITERO® según los grados de apiñamiento (G1:2mm; G2:4mm; G3:7mm)

6.5.4. Diferencias en el volumen no detectado según los grados de apiñamiento:

En relación al volumen no detectado, y en ausencia de luz, hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 2 y 3, y 1 y 3 ($p < 0,0001$).

Con luz estándar, estas diferencias se obtuvieron entre los grupos 1 y 3, y grupos 2 y 3 ($p < 0,0001$).

En los escaneados con máxima intensidad de luz, las diferencias se obtuvieron entre los grupos 1 y 3 ($p < 0,0001$), y entre los grupos 2 y 3 ($p = 0,006$) (Figura 6.5.4).

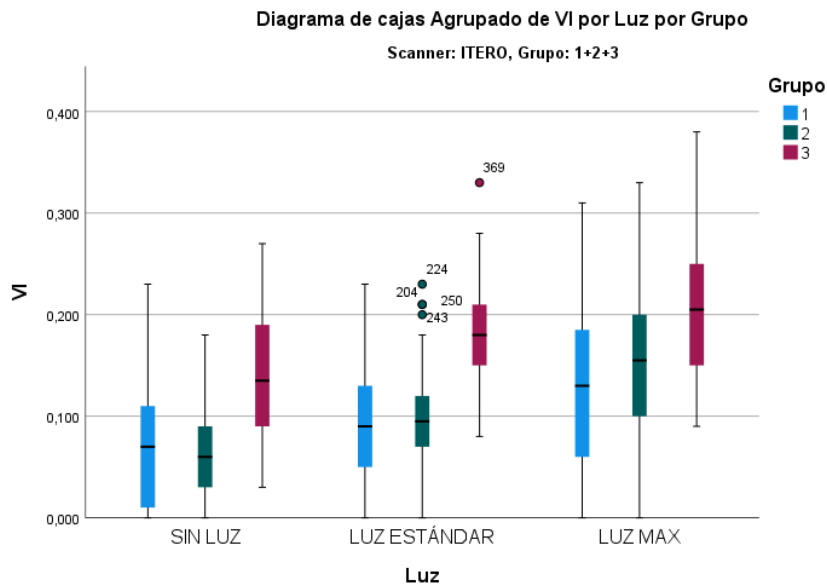


Figura 6.5.4.- Diferencia entre el volumen no detectado obtenido, con el escáner ITERO® según los grados de apiñamiento (G1:2mm; G2:4mm; G3:7mm)

6.5.5. Diferencias en el número de imágenes según los grados de inclinación:

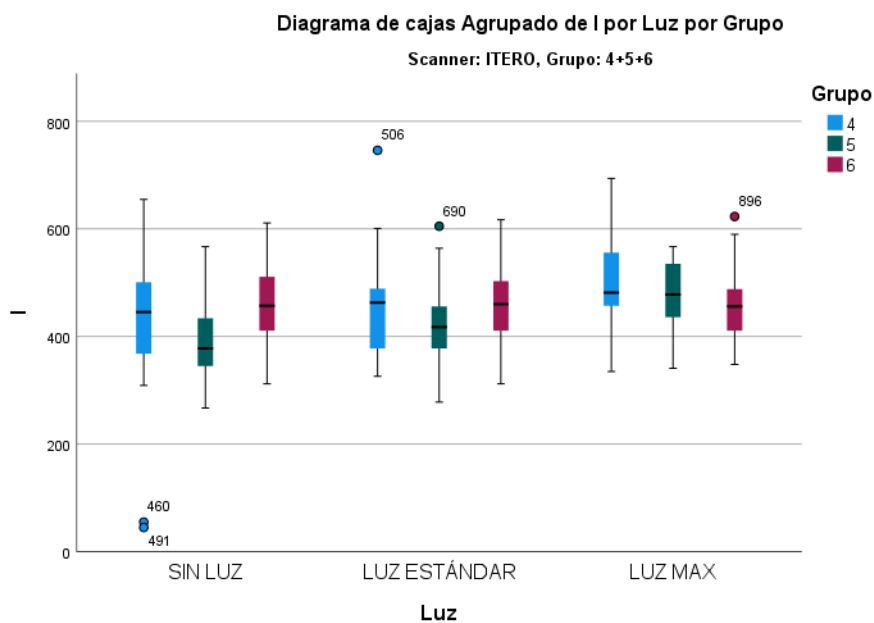


Figura 6.5.5.- Diferencia entre el número de imágenes obtenido, con el escáner ITERO® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.5.6. Diferencias en el tiempo según los grados de inclinación:

El tiempo de escaneado, en ausencia de luz, resulto inferior al comparar la inclinación molar de 15 grados (grupo 5), frente al grupo 6 ($p < 0,006$); así como cuando se compara este grado de inclinación con el grupo 4 ($p < 0,0001$).

Con luz estándar, el grupo 5 presenta diferencias estadísticamente significativas, cuando se compara con el grupo 4 y con el grupo 6 ($p < 0,0001$).

El tiempo de escaneado, bajo máxima intensidad de luz, fue estadísticamente significativo al comparar los grupos 6 y 4, y grupos 5 y 4 ($p < 0,0001$) (Figura 6.5.6).

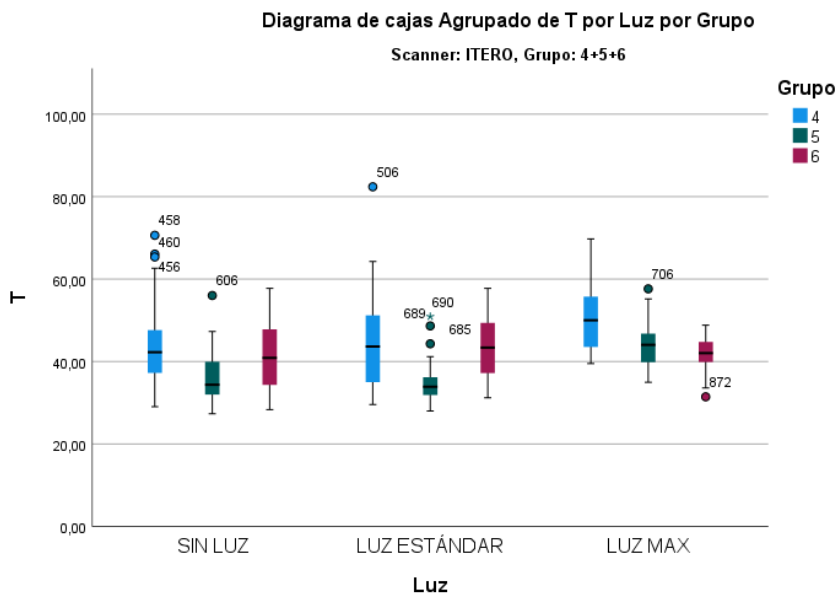


Figura 6.5.6.- Diferencia entre el tiempo obtenido, con el escáner ITERO® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.5.7. Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de inclinación:

Los fallos de escaneado, y en ausencia de luz, fue diferente al comparar el grupo 5 con el grupo 6 ($p < 0,0001$), y entre los grupos 4 y 5 ($p < 0,001$).

También es estadísticamente significativo, cuando se comparan los grupos 4 y 5 ($p = 0,0029$), y los grupos 6 y 5 ($p < 0,037$), en condiciones de luz estándar.

Con máxima intensidad de luz, los fallos de escaneado, fue estadísticamente significativo entre los grupos 6 y 5, y grupos 4 y 5 ($p < 0,0001$) (Figura 6.5.7).

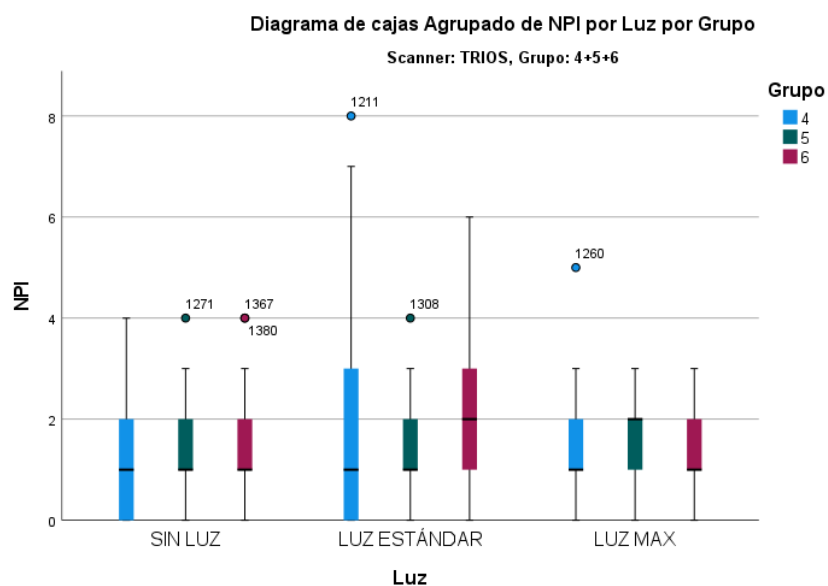


Figura 6.5.7.- Diferencia entre los fallos de escaneado, con el escáner ITERO® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

Diferencias en el volumen no detectado según los grados de inclinación:

En ausencia de luz, las diferencias se produjeron entre el grupo 4 y los grupos 5 y 6 ($p < 0,0001$).

Con luz estándar, se observó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 4 y 5, grupos 4 y 6, y grupos 5 y 6 ($p < 0,0001$).

En condiciones de máxima intensidad de luz, hubo diferencias al comparar los grupos 4 y 5 y grupos 4 y 6 ($p < 0,0001$), así como entre los grupos 5 y 6 ($p < 0,003$) (Figura 6.5.8).

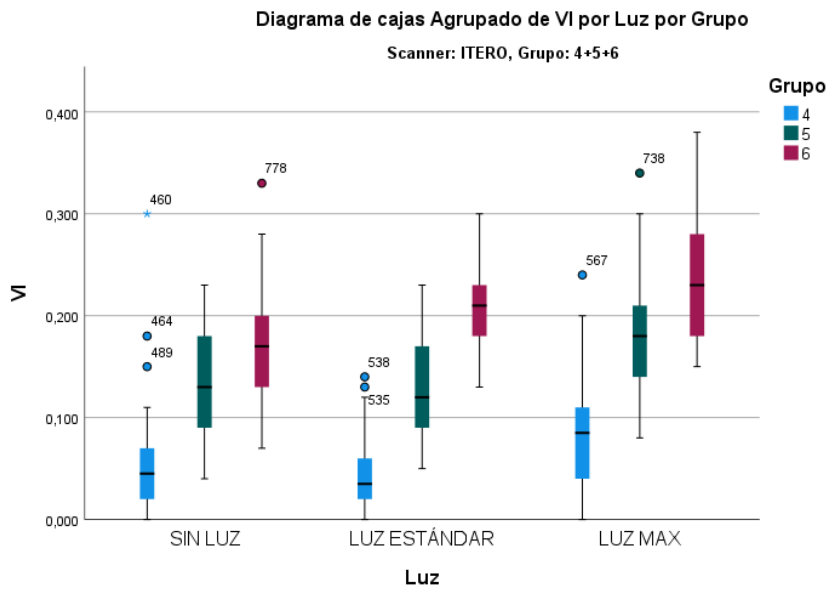


Figura 6.5.8.- Diferencia entre el volumen no detectado, con el escáner ITERO® según los grados de inclinación

6.6. Análisis intergrupos de las diferentes condiciones de iluminación con el escáner TRIOS®

6.6.1. Diferencias en el número de imágenes, según los grados de apiñamiento:

Cuando las condiciones de escaneado se realizan sin luz, el escáner TRIOS presenta valores diferentes cuando se comparan los grupos 1 y 2 ($p < 0,038$), y entre los grupos 1 y 3 ($p < 0,0001$).

El número de imágenes no se ve influenciado con luz estándar; y con máxima intensidad de luz,

existen diferencias significativas entre los grupos 1 y 2, y grupos 1 y 2 ($p < 0,0001$) (Figura 6.6.1).

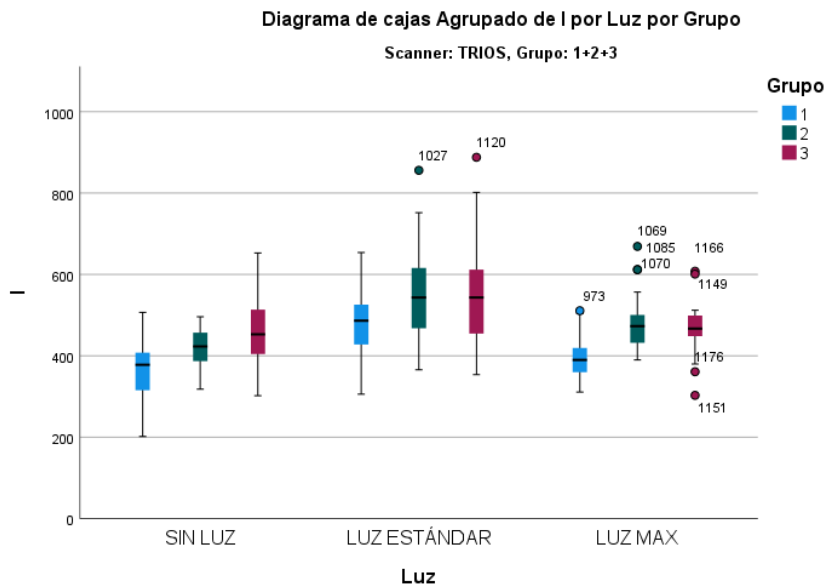


Figura 6.6.1.- Diferencia entre el número imágenes, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.2. Diferencias en el tiempo, según los grados de apiñamiento:

El tiempo de escaneado se ve influenciado, en ausencia de luz, cuando se comparan los grupos 1 y 2 ($p < 0,0001$), y entre los grupos 1 y 3 ($p < 0,0001$). Con luz estándar no se producen diferencias significativas; pero con máxima intensidad de luz, estas se dan entre los grupos 1 y 2, y grupos 1 y 2 ($p < 0,0001$) (Figura 6.6.2).

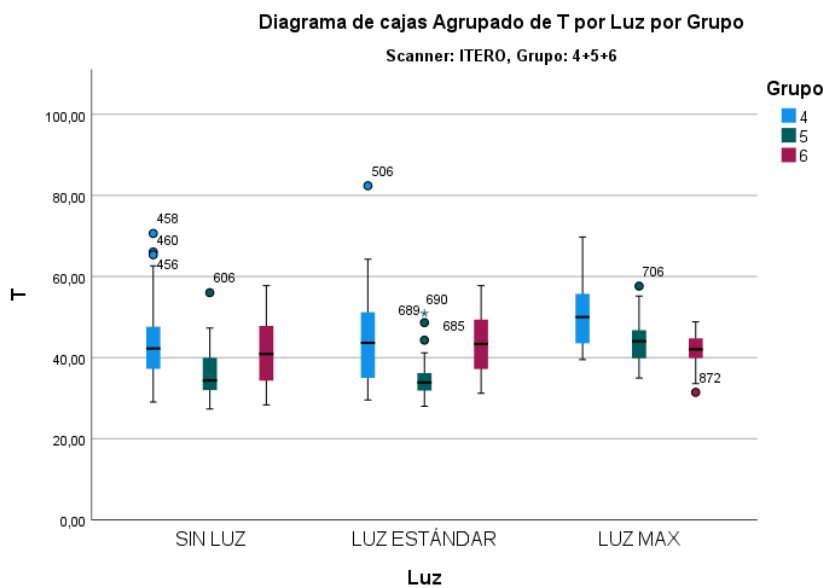


Figura 6.6.2.- Diferencia en el tiempo, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.3. Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de apiñamiento:

En relación a los fallos de escaneado, las condiciones de ausencia de luz y luz estándar, no mostraron diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, con máxima intensidad de luz se produjeron entre los grupos 1 y 2 ($p < 0,040$) (Figura 6.6.3).

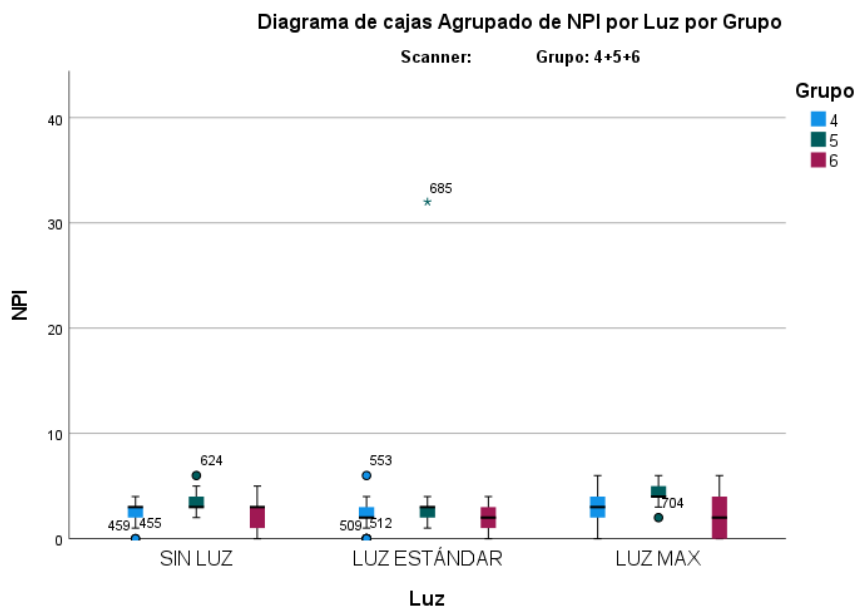


Figura 6.6.3.- Diferencia entre los fallos de escaneado, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.4. Diferencias en el volumen no detectado según los grados de apiñamiento:

No se producen diferencias con el TRIOS® en los registros de volumen cuando se realiza tanto en ausencia de luz, como con luz estándar y máxima intensidad de luz (Figura 6.6.4).

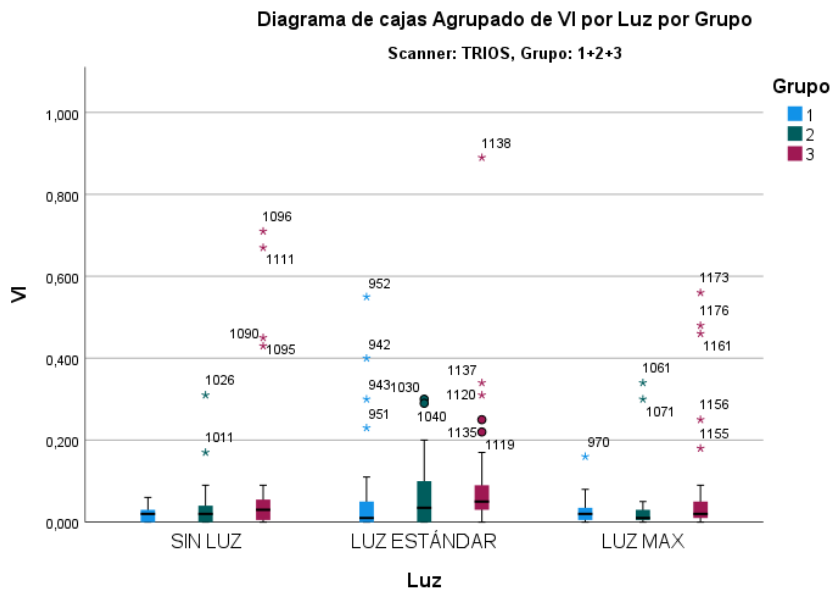


Figura 6.6.4.- Diferencia entre el volumen no detectado, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.5. Diferencias en el número de imágenes según los grados de inclinación:

Las tres condiciones de iluminación no influyen entre los distintos grados de inclinación ($p > 0,05$) (Figura 6.6.5).

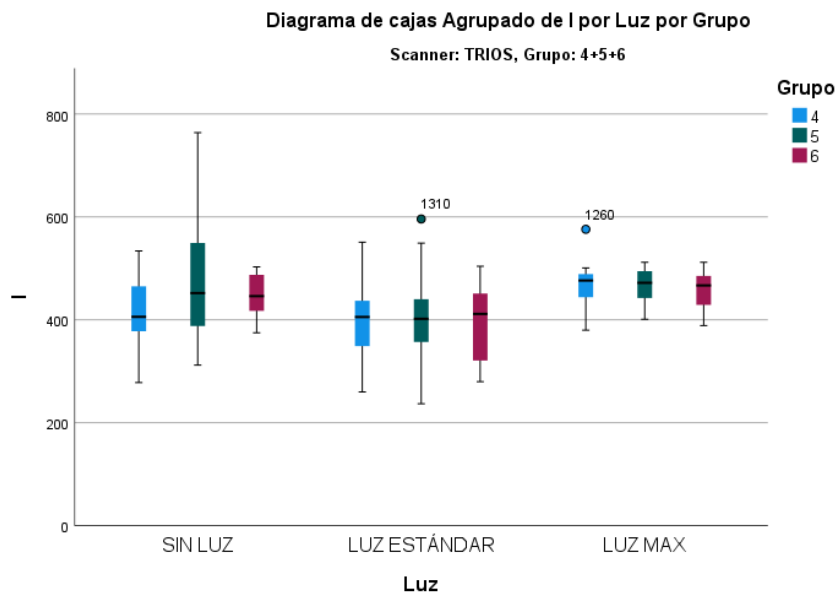


Figura 6.6.5.- Diferencia entre el número de imágenes, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.6. Diferencias en el tiempo según los grados de inclinación:

Al igual que con el número de imágenes, no se producen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos de inclinación molar en las distintas condiciones lumínicas (Figura 6.6.6).

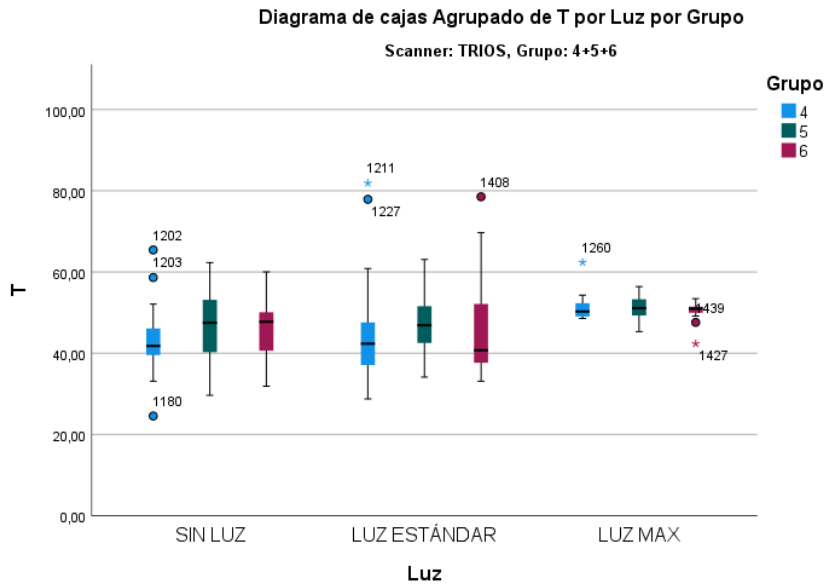


Figura 6.6.6.- Diferencia en el tiempo, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.7. Diferencias en los fallos de escaneado según los grados de inclinación:

Al igual que en el número de imágenes y en el tiempo, los fallos de escaneado no han resultado estadísticamente diferente entre los tres grados de inclinación cuando se realiza el escaneado con TRIOS® (Figura 6.6.7).

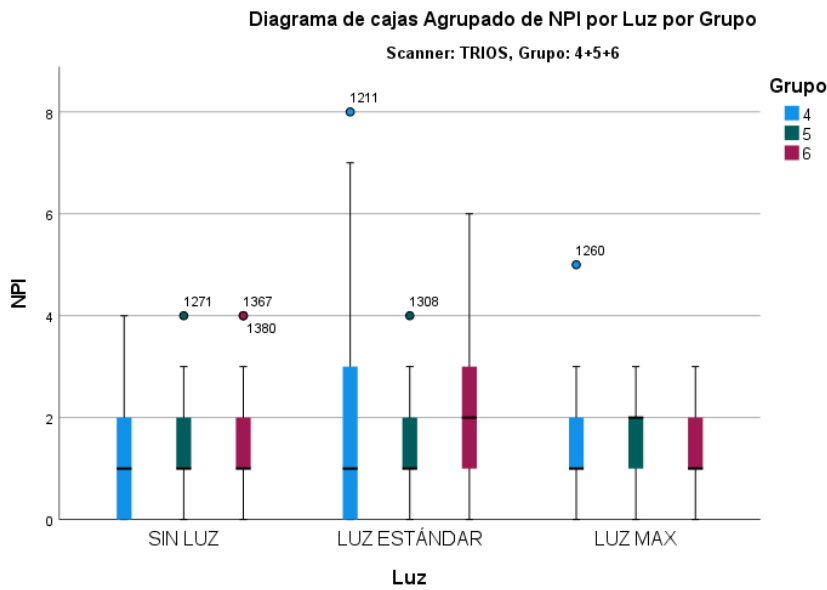


Figura 6.6.7.- Diferencia en los fallos de escaneado, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.6.8. Diferencias en el volumen no detectado según los grados de inclinación:

En esta variable, tan solo se dan diferencias estadísticamente significativas cuando el escaneado se realiza con luz estándar entre los grupos 4 y 5, y grupos 4 y 6 ($p < 0,0001$) (Figura 6.6.8).

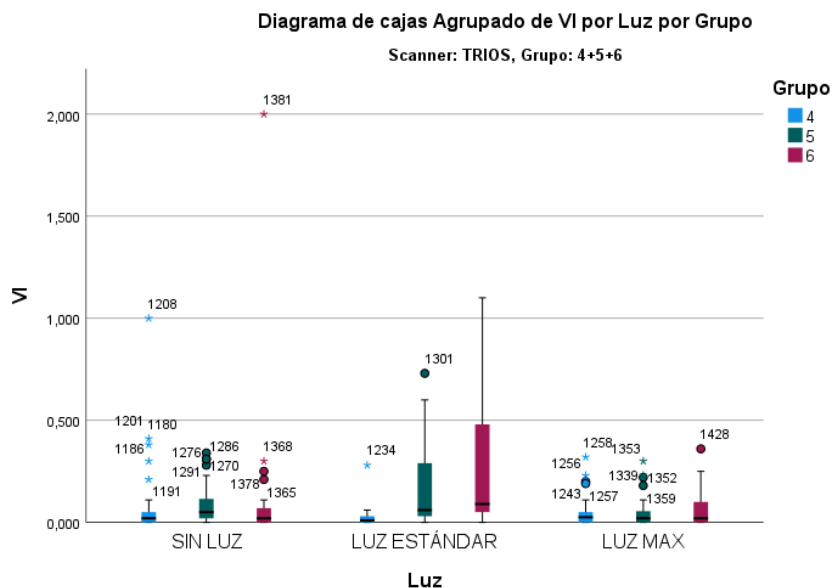


Figura 6.6.8.- Diferencia en el volumen no detectado, con el escáner TRIOS® según los grados de inclinación (G4:0°; G5:15°; G6: 30°)

6.7. Análisis comparativo entre los escáneres TRIOS® E ITERO® en los diferentes grupos de estudio.

6.7.1. Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 1 (Apiñamiento de 2 mm)

Al comparar ambos escáneres, se puede observar que, en ausencia de luz, el número de imágenes generadas durante el escaneo es superior con el escáner ITERO® ($p=0,009$) (Figura 6.7.1).

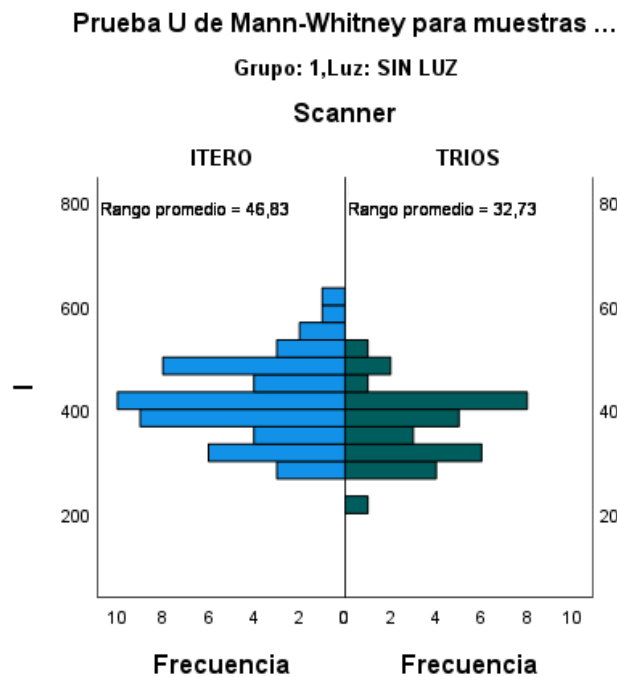


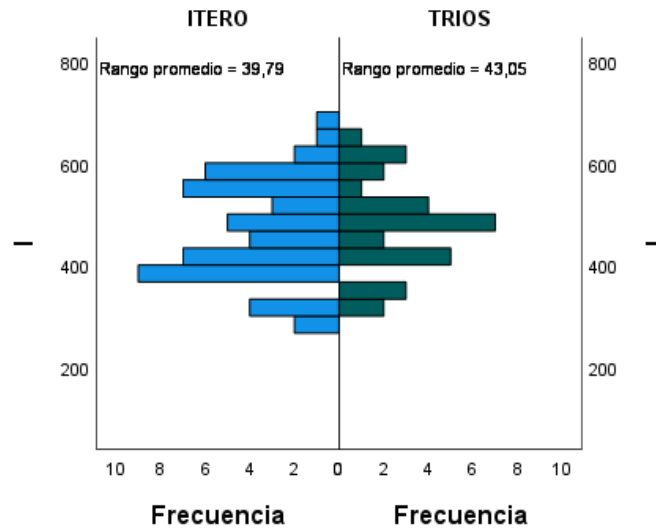
Figura 6.7.1.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

Cuando la iluminación se realiza de forma estándar, no se observan diferencias significativas en el número de imágenes, entre ambos escáneres ($p=0,548$) (Figura 6.7.2). En condiciones de máxima intensidad de luz, ocurre lo mismo que con la luz estándar ($p=0,479$) (Figura 6.7.3).

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 1,Luz: LUZ ESTÁNDAR

Scanner



En la variable tiempo de escaneado de los modelos objeto de esta investigación se puede observar que, en ausencia de luz, el escáner ITERO® necesita un tiempo significativamente menor para escaneado, en comparación con el escáner TRIOS® ($p < 0,011$).

Con luz estándar, máxima intensidad de luz, los resultados también son significativamente menores con el escáner ITERO® ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.4, 6.7.5, y 6.7.6).

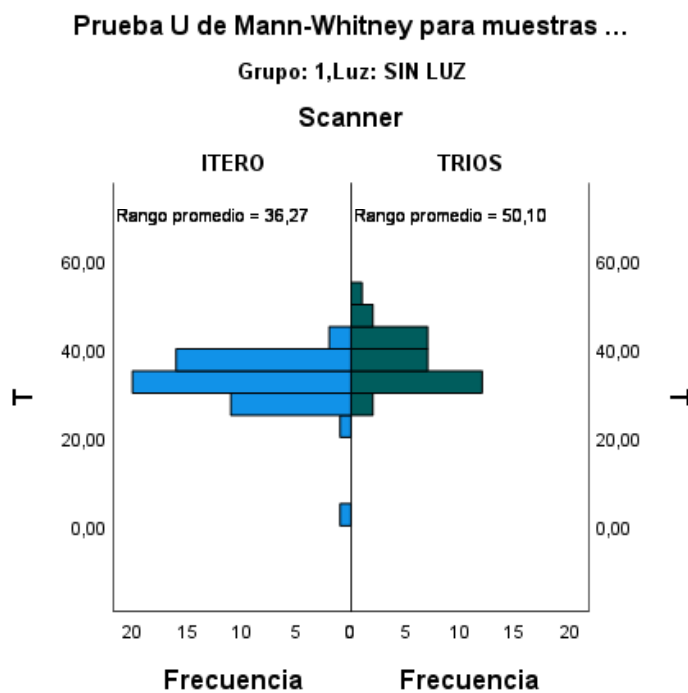


Figura 6.7.4.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

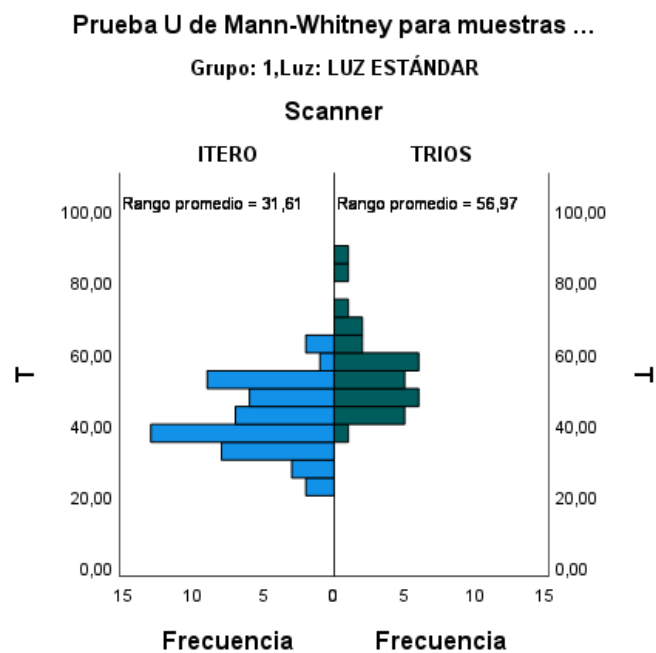


Figura 6.7.5.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

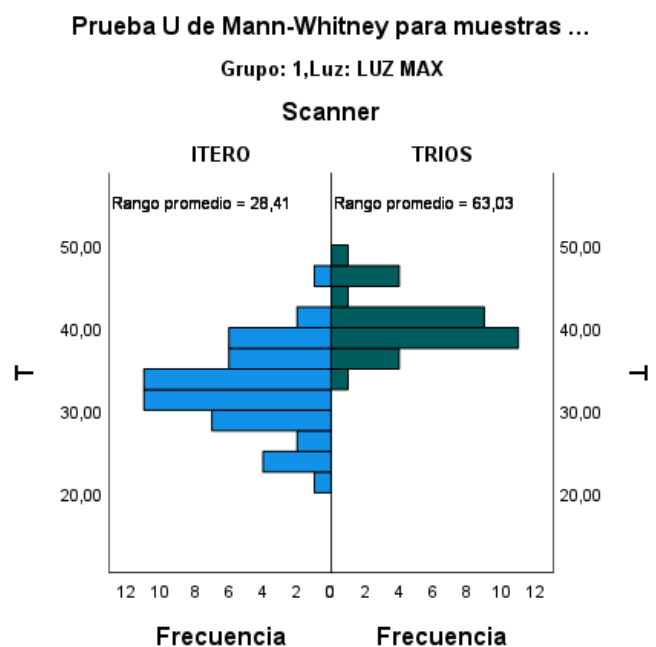


Figura 6.7.6.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en condiciones de máxima intensidad de luz.

En relación, a los fallos de escaneo bajo las tres condiciones de iluminación, éstas han sido menores de forma estadísticamente significativa en el escáner TRIOS® con respecto al ITERO® ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.7, 6.7.8, y 6.7.9).

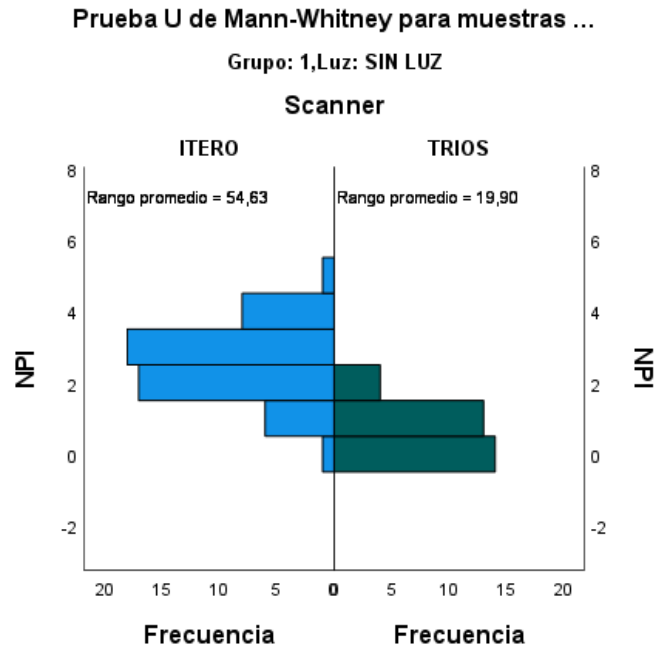


Figura 6.7.7.- Diferencias en los fallos de escaneo, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

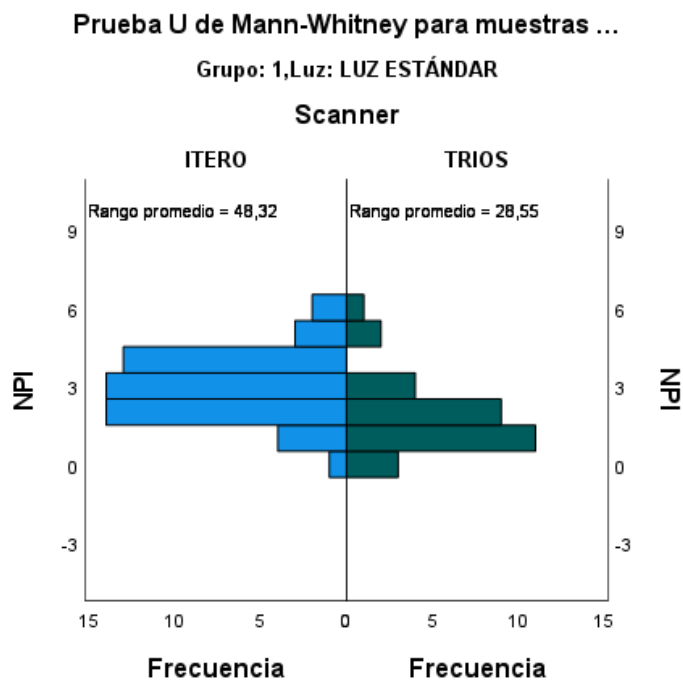


Figura 6.7.8.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

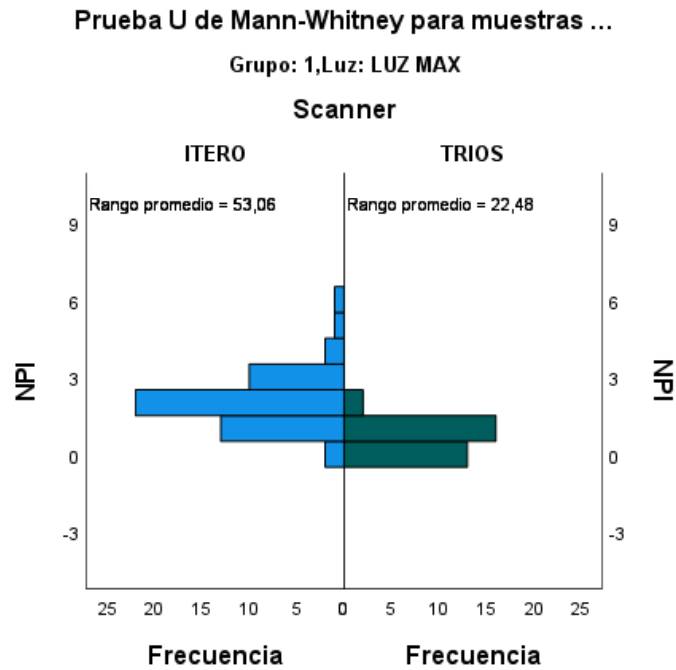


Figura 6.7.9.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

El análisis del volumen no detectado, determina que los valores obtenidos, tanto en ausencia de luz, luz estándar y máxima intensidad de luz, el escáner TRIOS® registra mejores valores que el escáner ITERO® ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.10, 6.7.11, y 6.7.12).

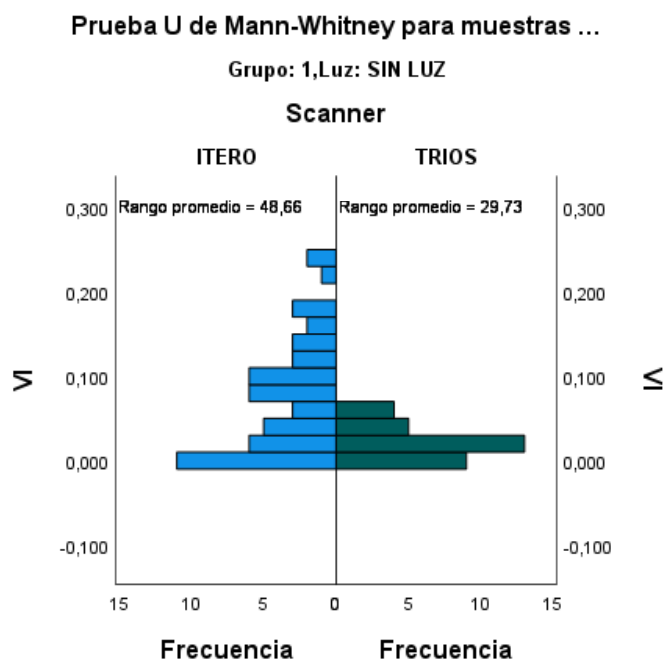


Figura 6.7.10.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

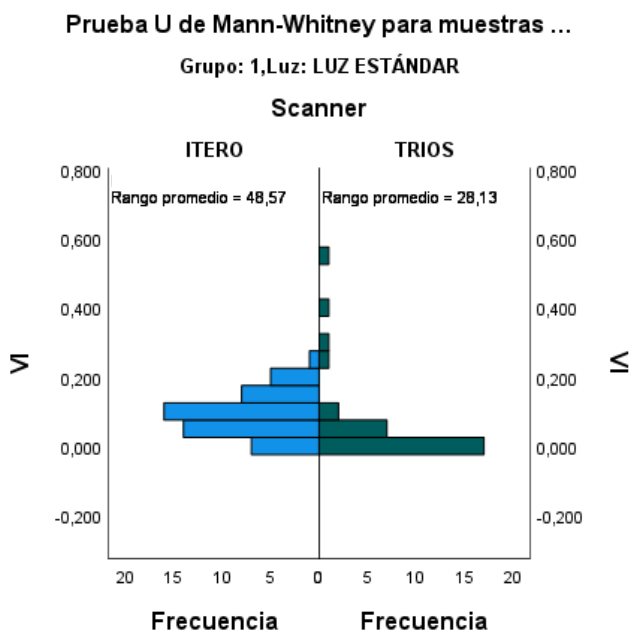


Figura 6.7.11.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

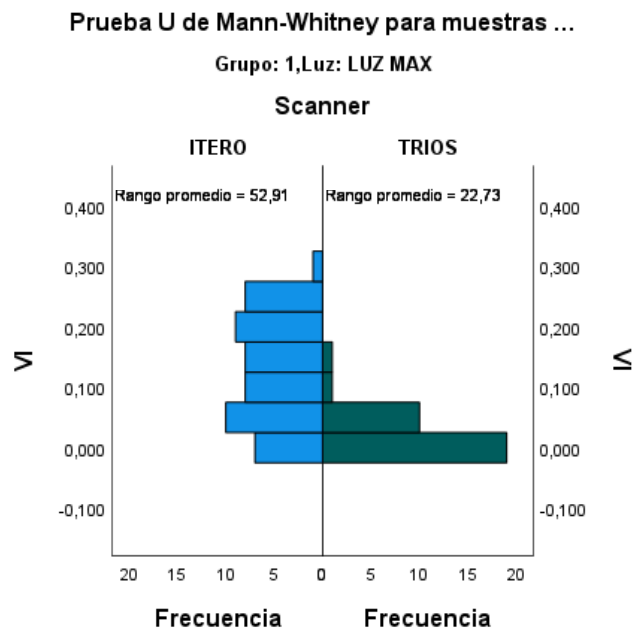


Figura 6.7.12.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

6.7.2. Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 2 (Apiñamiento de 4 mm)

El análisis del número de imágenes ha demostrado diferencias significativas en ausencia de luz ($p=0,018$), siendo mayor el número de imágenes necesarias con el escáner TRIOS.

De forma similar ocurre cuando el escaneado se hace con luz estándar ($p<0,0001$), y con máxima intensidad de luz ($p=0,004$) (Figura 6.7.13, 6.7.14, y 6.7.15).

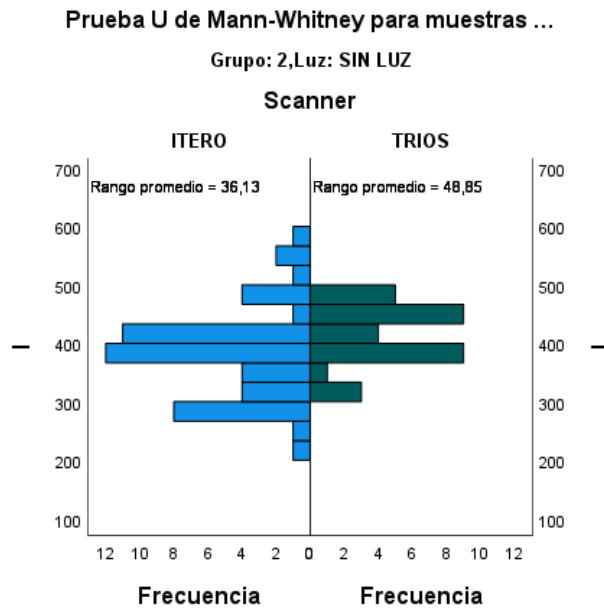


Figura 6.7.13.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

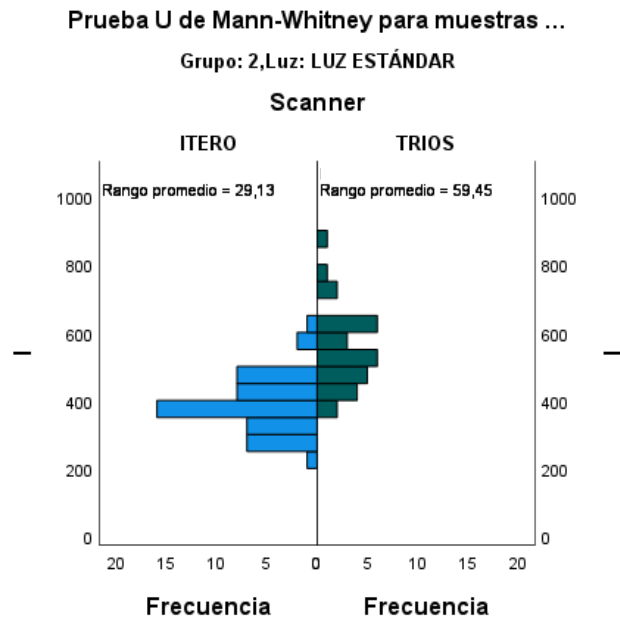


Figura 6.7.14.- Diferencia en el número de imágenes, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 2,Luz: LUZ MAX

Scanner

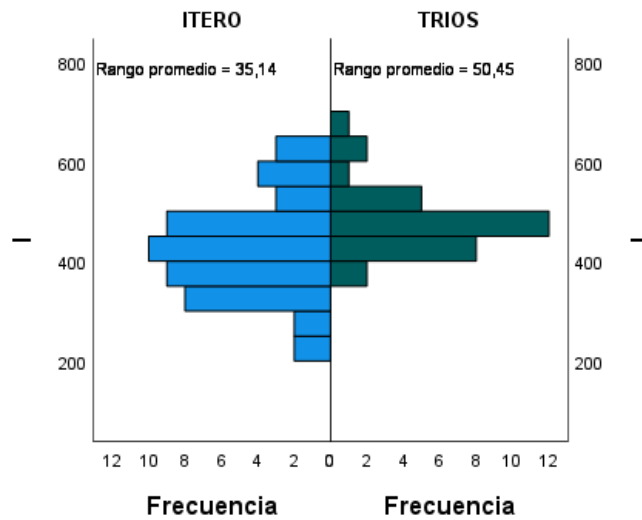


Figura 6.7.15.- Diferencia en el número de imágenes, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

El tiempo de escaneado en el apiñamiento de 4 mm, los resultados demuestran que el escáner ITERO® necesita un menor tiempo que el escáner TRIOS®, siendo estas diferencias estadísticamente significativas en las tres condiciones de iluminación ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.16, 6.7.17, y 6.7.18).

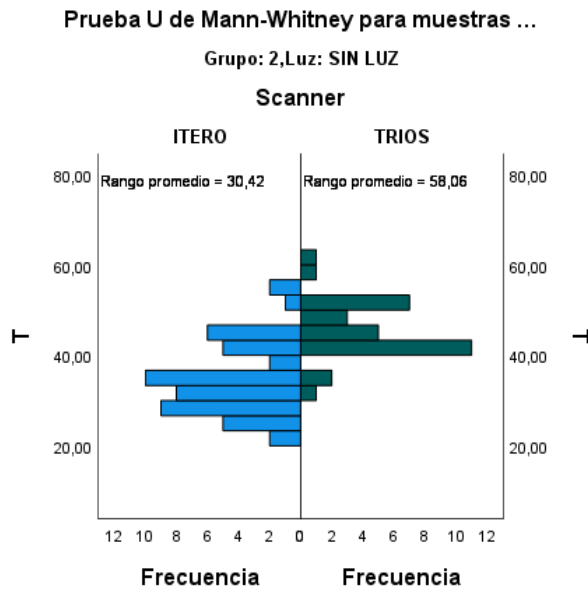


Figura 6.7.16.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

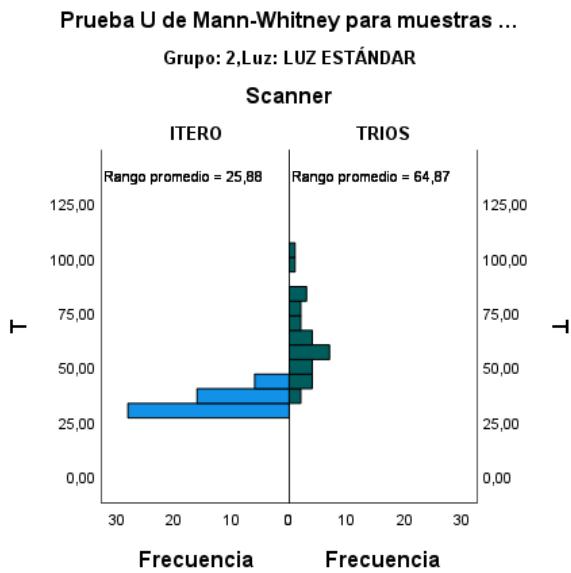


Figura 6.7.17.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

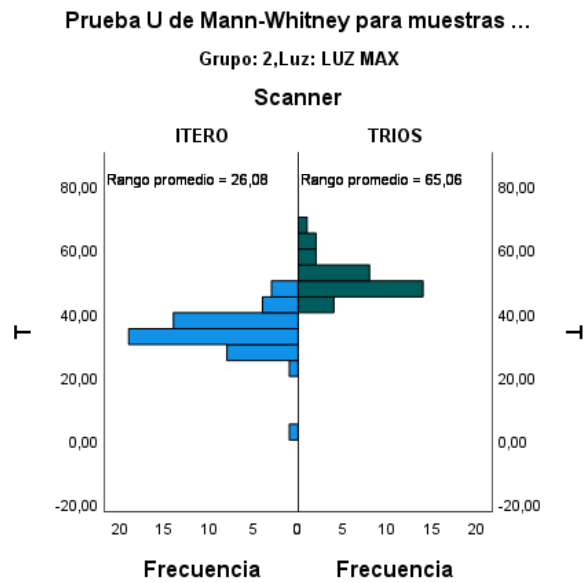


Figura 6.7.18.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

Al analizar los fallos de escaneado, se observa que con el escáner ITERO®, éstas han sido superiores en todas las condiciones de iluminación ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.19, 6.7.20, y 6.7.21).

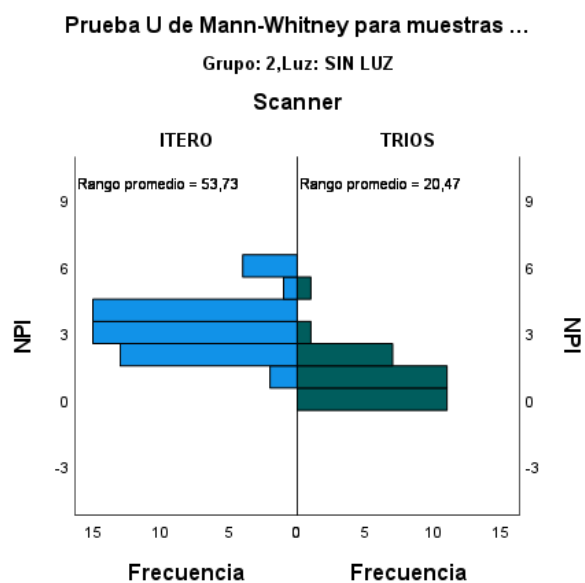


Figura 6.7.19.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

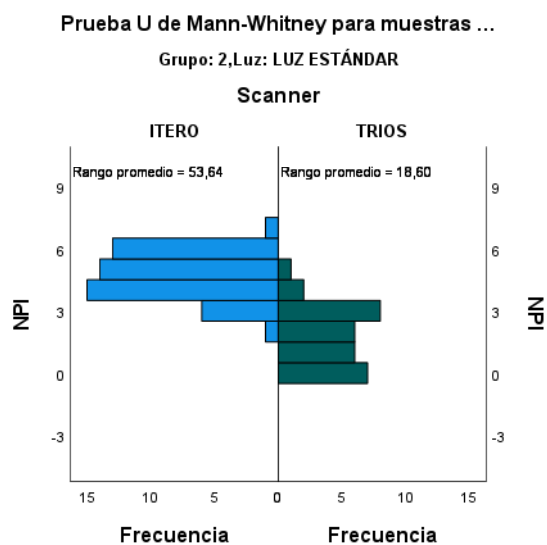


Figura 6.7.20.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

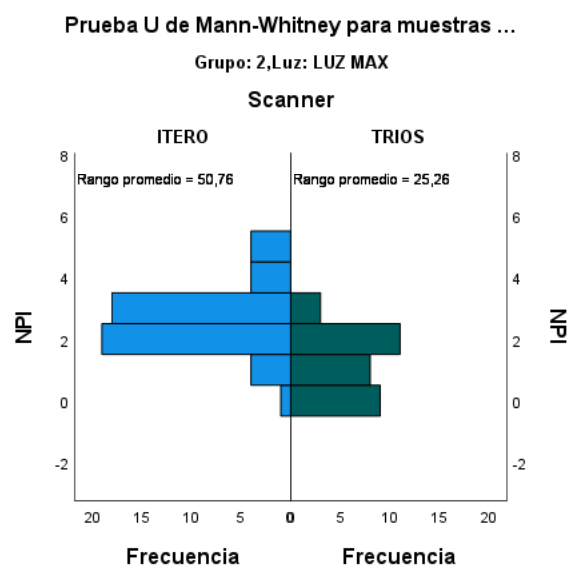


Figura 6.7.21.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

De forma similar, ocurre en el volumen no detectado, donde el comportamiento es superior con el escáner TRIOS®, siendo las diferencias más marcadas en ausencia de luz y máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$), que en condiciones de luz normal ($p < 0,003$) (Figura 6.7.22, 6.7.23, y 6.7.24).

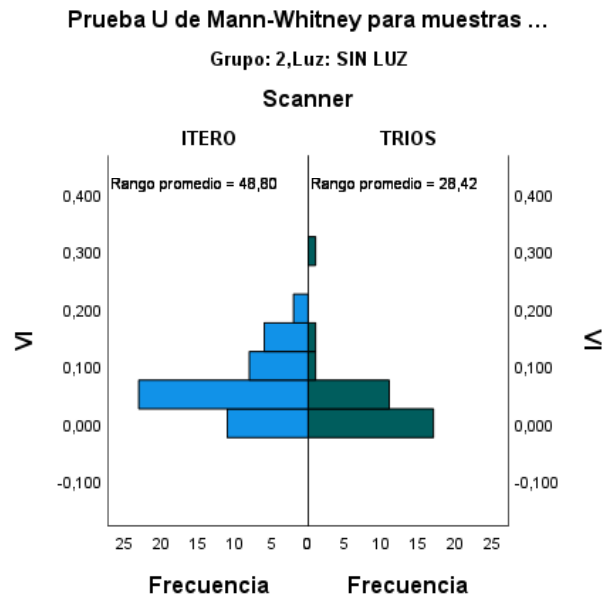


Figura 6.7.22.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

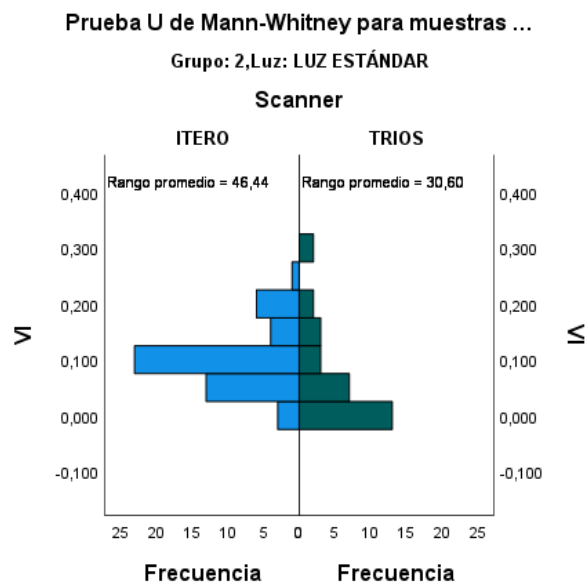


Figura 6.7.23.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

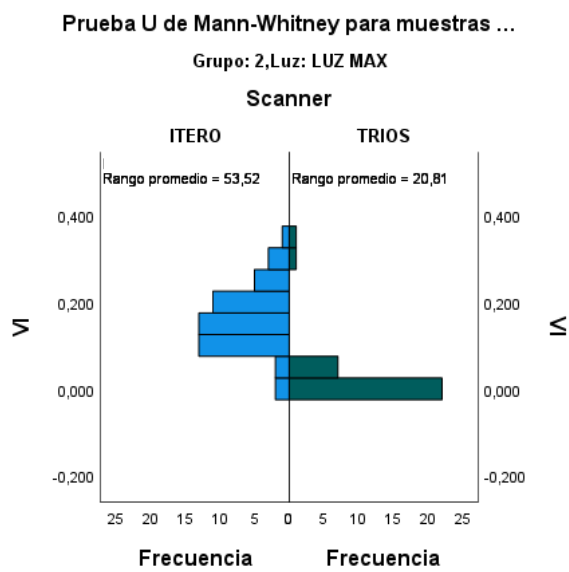


Figura 6.7.24.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

6.7.3. Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 3 (Apiñamiento de 7 mm)

Cuando el apiñamiento es de 7 mm, el número de imágenes es significativamente mayor en el escáner ITERO®, en ausencia de luz y máxima intensidad de luz. ($p < 0,0001$); así como con luz estándar ($p = 0,013$) (Figura 6.7.25, 6.7.26, y 6.7.27).

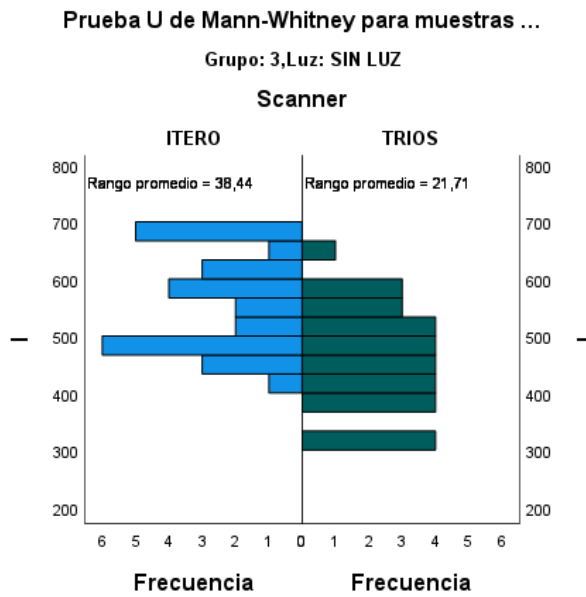


Figura 6.7.25.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

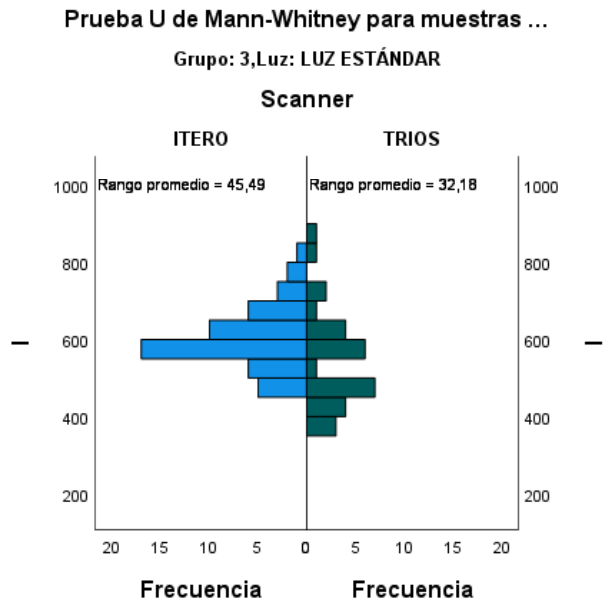


Figura 6.7.26.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con luz estándar.

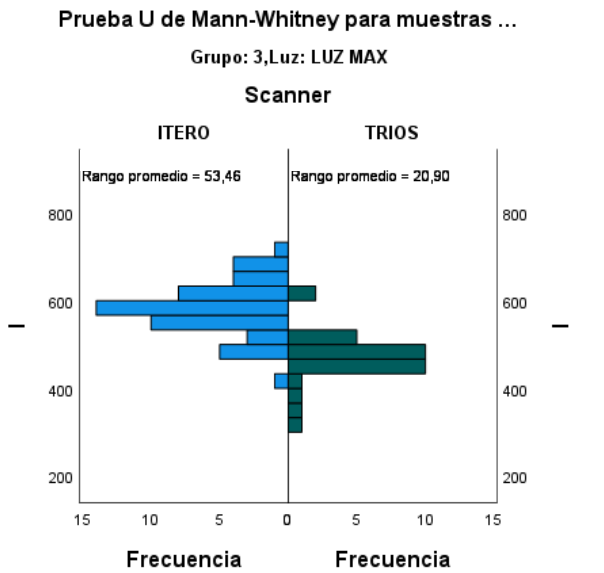


Figura 6.7.27.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, con máxima intensidad de luz.

El tiempo de escaneo difiere, tanto en ausencia de luz como en máxima intensidad de luz, necesitando mayor tiempo el escáner ITERO® ($p < 0,0001$); no

existiendo estas diferencias cuando el escaneado se hace con luz estándar ($p=0,568$) (Figura 6.7.28, 6.7.29, y 6.7.30).

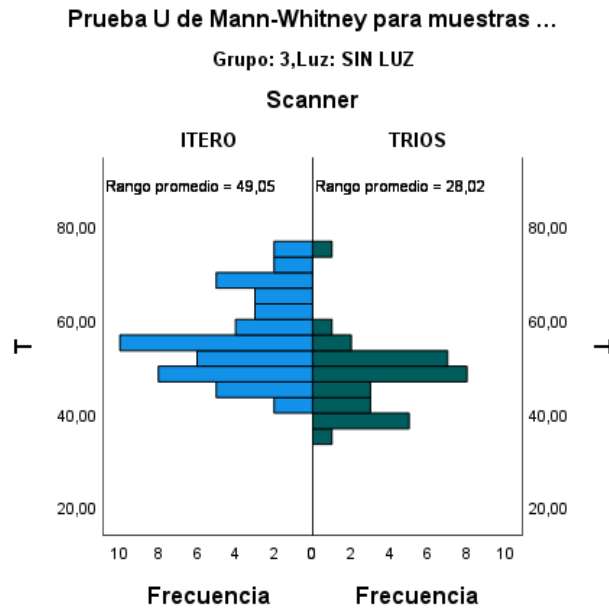


Figura 6.7.28.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

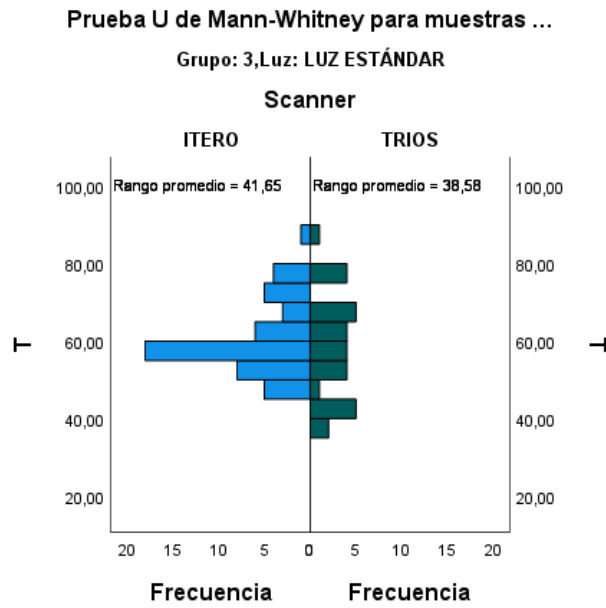


Figura 6.7.29.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

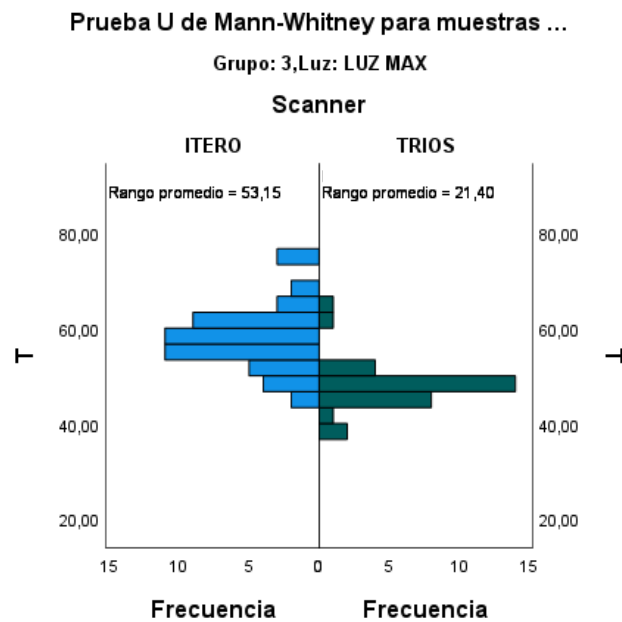


Figura 6.7.30.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

Los fallos de escaneado han sido menores con el escáner TRIOS®: estas diferencias no son significativas en ausencia de luz ($p=0,135$) y luz estándar ($p=0,414$). Por el contrario, en condiciones de máxima intensidad de luz, sí se dan ($p<0,0001$) (Figura 6.7.31, 6.7.32, y 6.7.33).

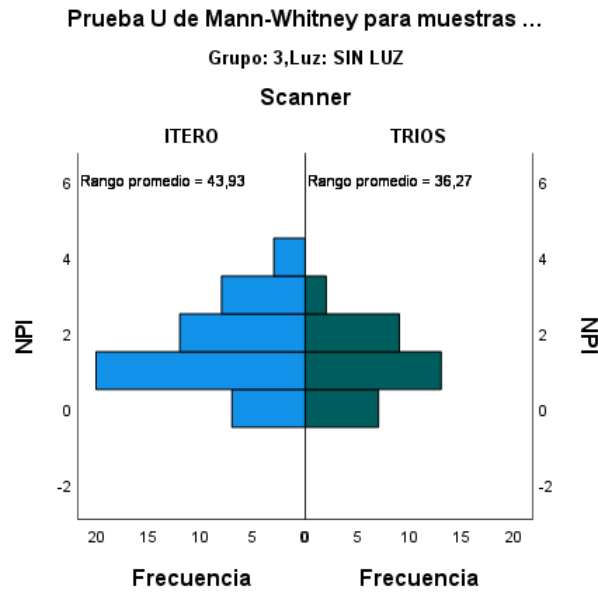


Figura 6.7.31.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

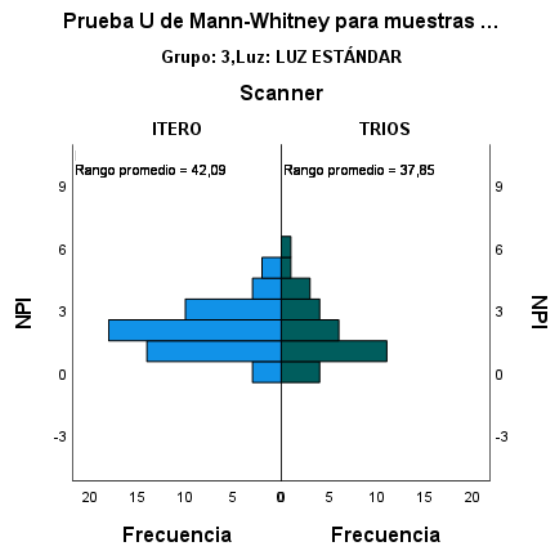


Figura 6.7.32.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

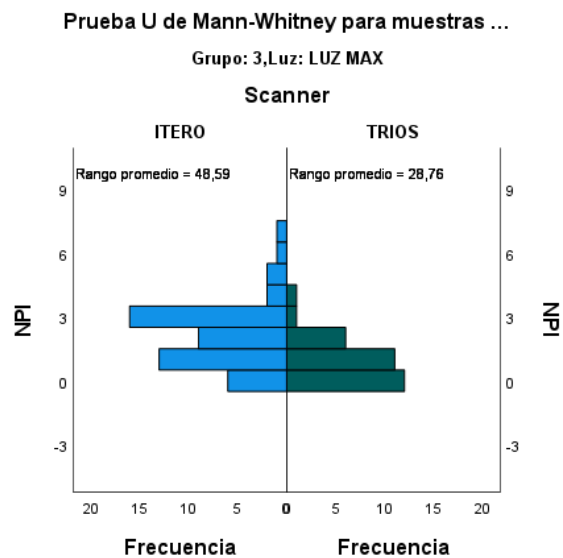


Figura 6.7.33.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

El volumen no detectado ofrece diferencias significativas en las tres condiciones de iluminación, siendo el escáner TRIOS® el que presenta mejores resultados ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.34, 6.7.35, y 6.7.36).

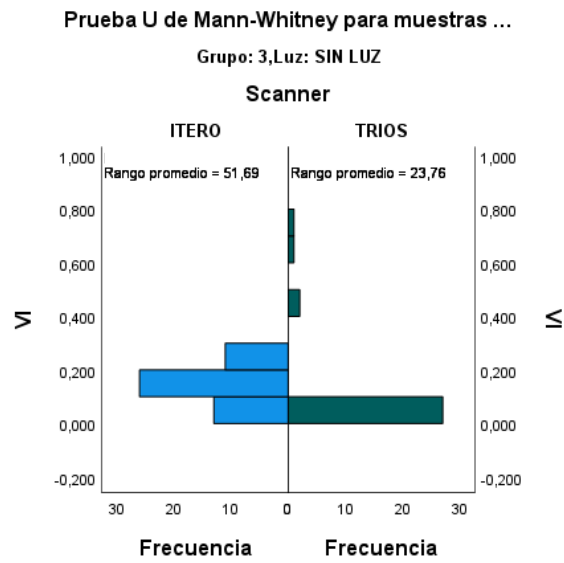


Figura 6.7.34.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

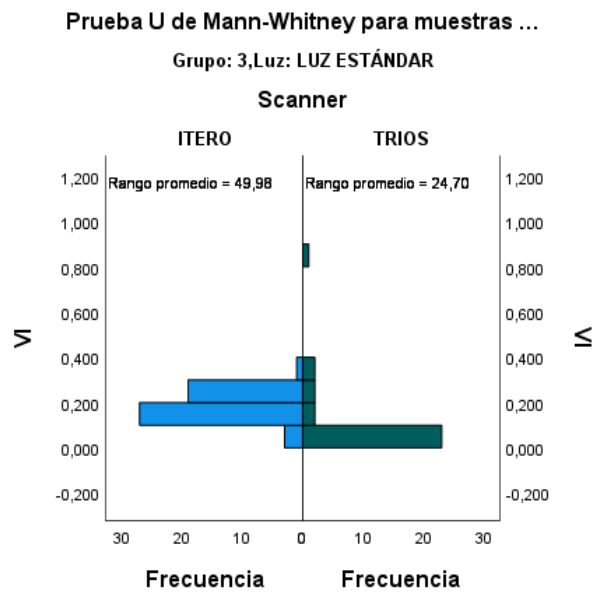


Figura 6.7.35.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

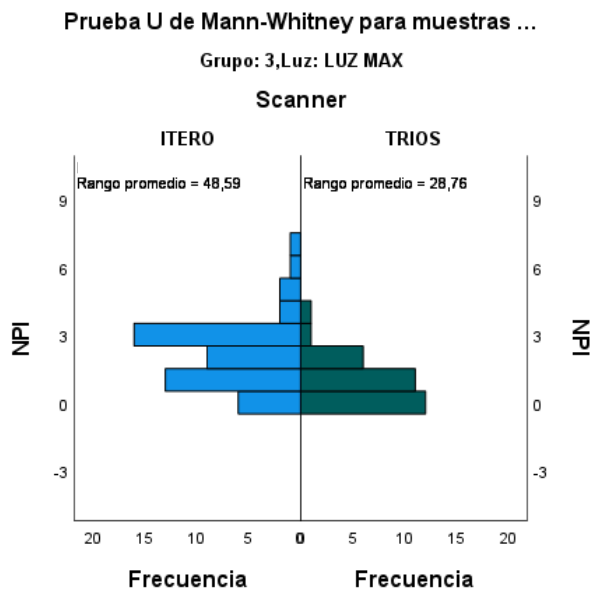


Figura 6.7.36.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 4 (Inclinación molar 0 grados)

El análisis de las imágenes obtenidas en este grupo, establece de forma general que son mayores con el escáner ITERO®; si bien no hay diferencias estadísticamente significativas en ausencia de luz ($p=0,276$) y con máxima intensidad de luz ($p=0,150$). Esta significación estadística solo se obtiene cuando el escaneado se realiza con luz estándar ($p=0,006$) (Figura 6.7.37, 6.7.38, y 6.7.39).

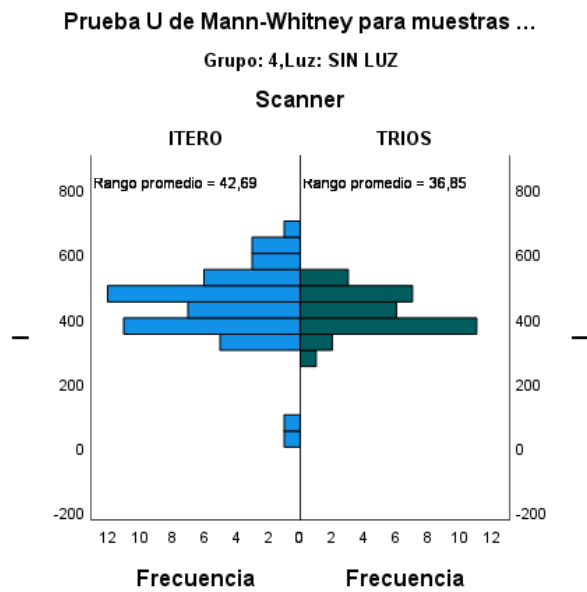


Figura 6.7.37.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

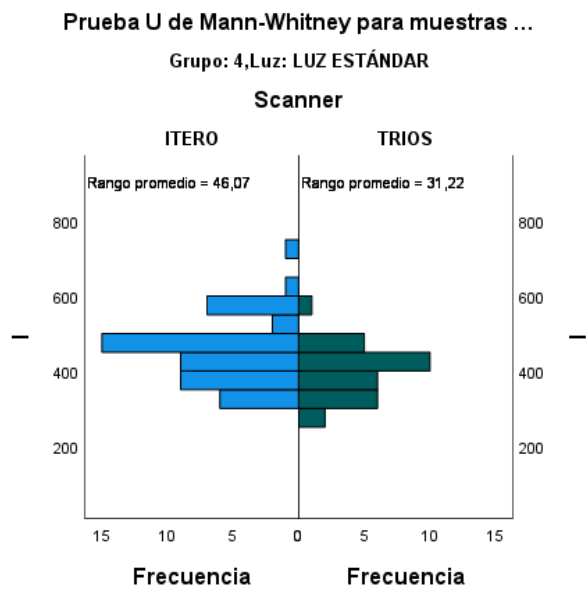


Figura 6.7.38.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con luz estándar.

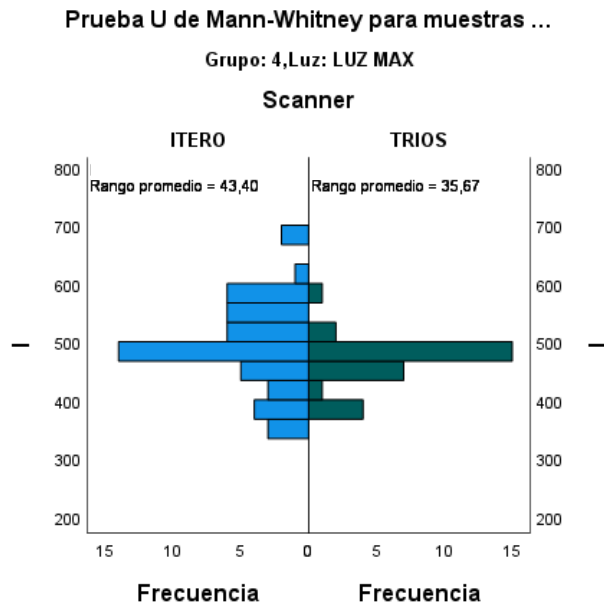


Figura 6.7.39.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con máxima intensidad de luz.

En este grupo, el tiempo de escaneado ha sido similar entre ambos escáneres, no encontrándose diferencias significativas en ausencia de luz ($p=0,846$); luz estándar ($p=0,917$); y máxima intensidad de luz ($p=0,496$) (Figura 6.7.40, 6.7.41, y 6.7.42).

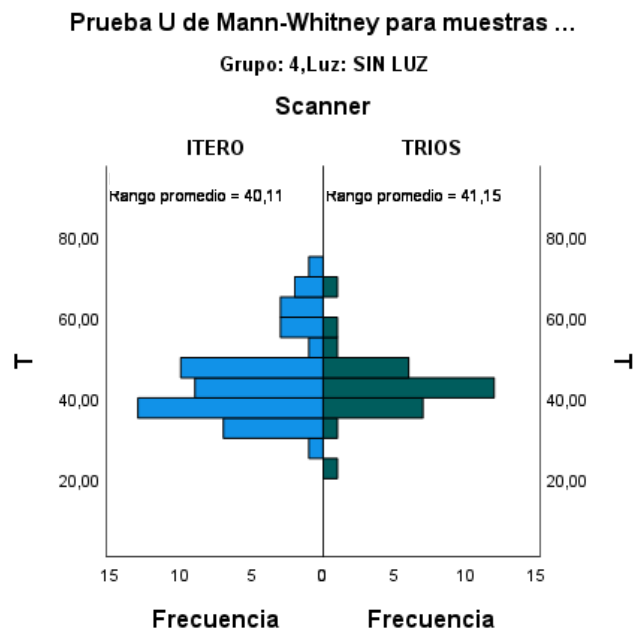


Figura 6.7.40.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

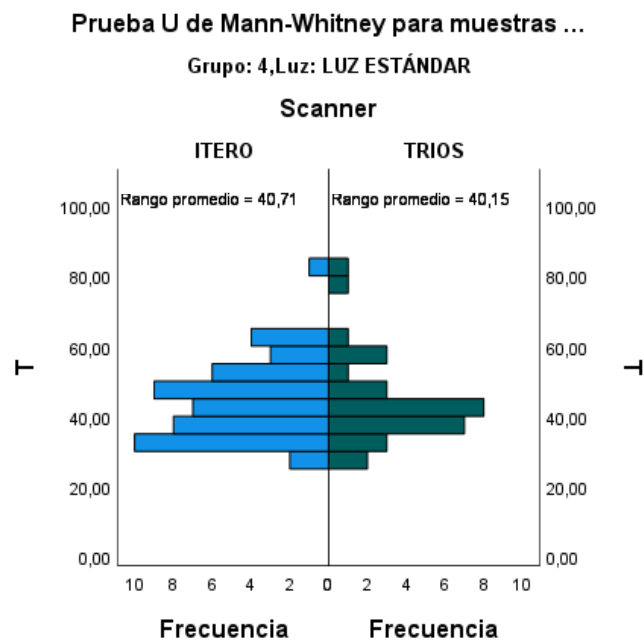


Figura 6.7.41.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

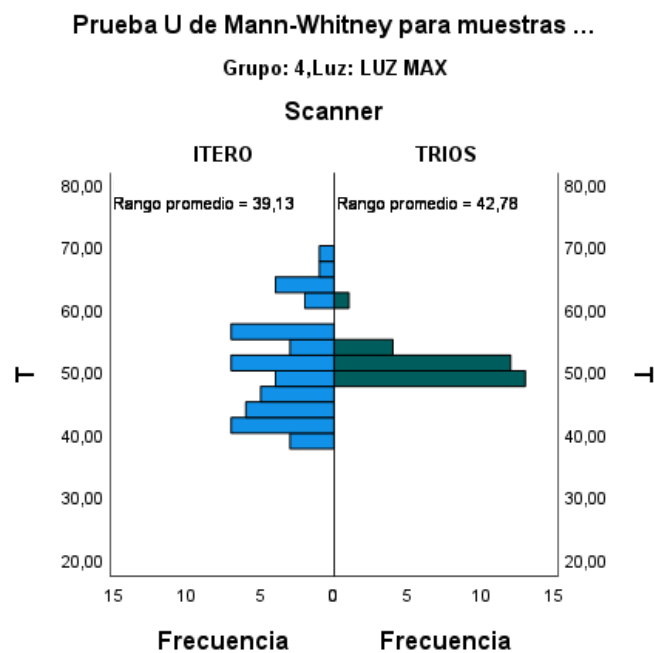


Figura 6.7.42.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

Los fallos de escaneado son estadísticamente significativos en ausencia de luz y máxima intensidad de luz presentado mayor número el escáner ITERO® ($p < 0,0001$). De forma similar, ocurre cuando el escaneado se realiza con luz estándar ($p = 0,004$) (Figura 6.7.43, 6.7.44, y 6.7.45).

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 4,Luz: SIN LUZ

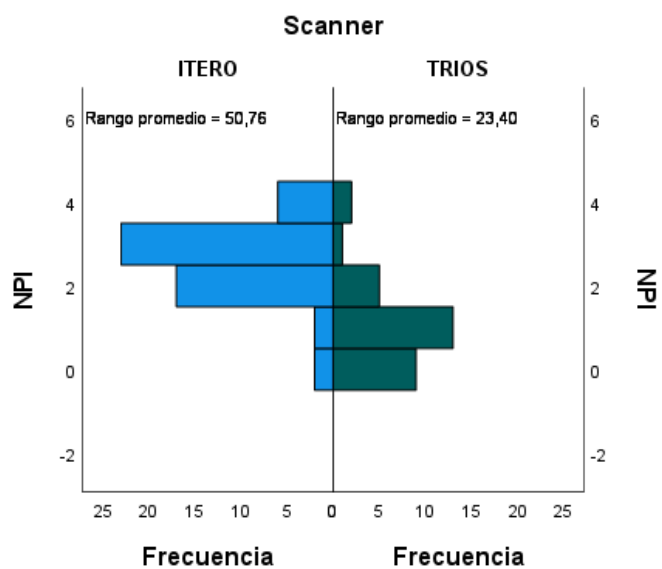


Figura 6.7.43.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 4,Luz: LUZ ESTÁNDAR

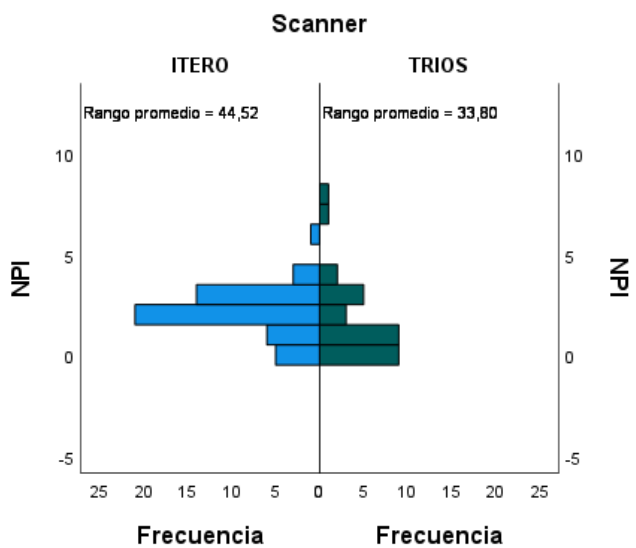


Figura 6.7.44.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 4,Luz: LUZ MAX

Scanner

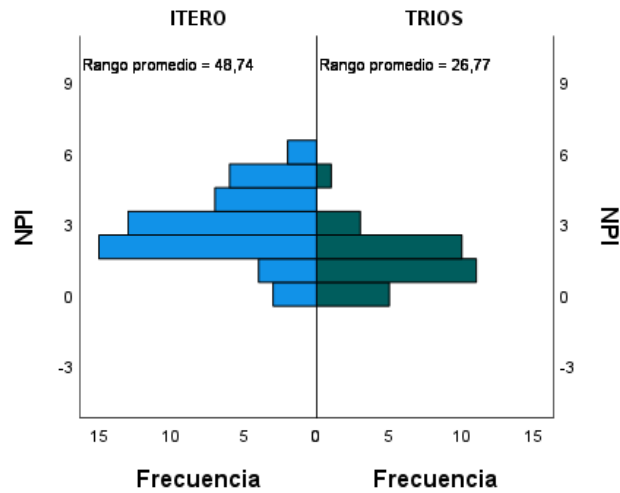


Figura 6.7.45.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

En cuanto al volumen no detectado, éste no resulta diferente cuando el escaneado se realiza en ausencia de luz ($p=0.067$). Por el contrario, no ocurre cuando las condiciones son de luz estándar ($p<0,0001$) y máxima intensidad de luz ($p<0,001$), observándose que el escáner TRIOS® presenta mejores resultados (Figura 6.7.46, 6.7.47, y 6.7.48).

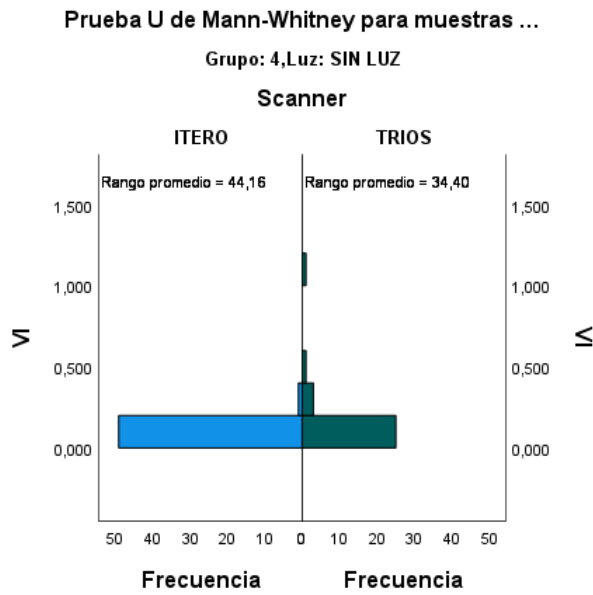


Figura 6.7.46.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

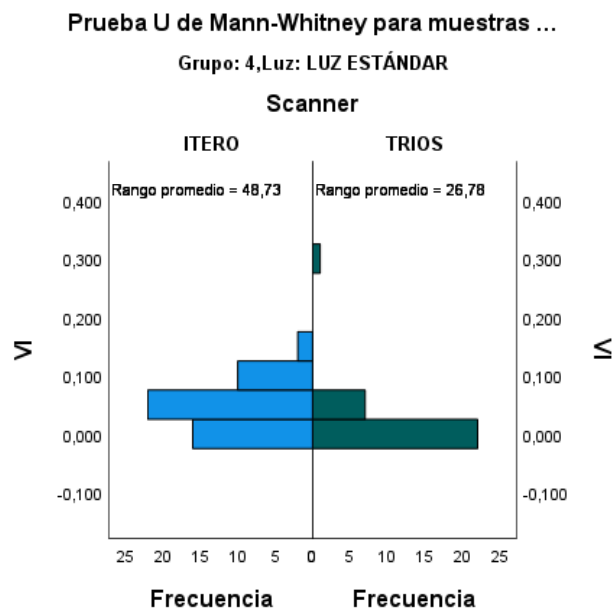


Figura 6.7.47.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

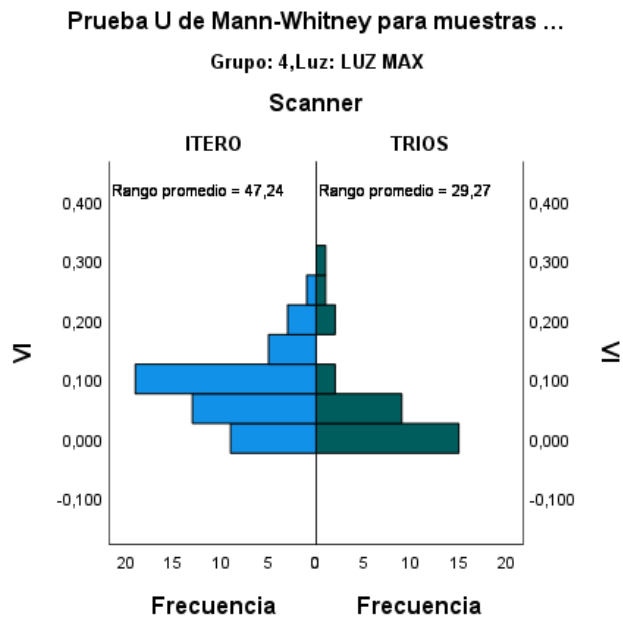


Figura 6.7.48.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

6.7.5. Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 5 (Inclinación de 15 grados)

El número de imágenes es significativamente superior, en ausencia de luz, con el escáner TRIOS® ($p < 0,0001$). Por el contrario, el número de imágenes es superior con el ITERO® sin alcanzar significación estadística, con luz estándar ($p = 0,487$), y con máxima intensidad de luz ($p = 0,111$) (Figura 6.7.49, 6.7.50, y 6.7.51).

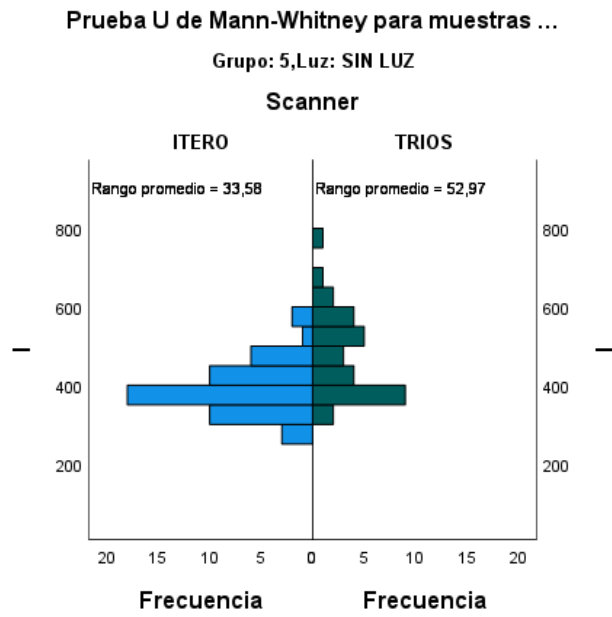


Figura 6.7.49.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

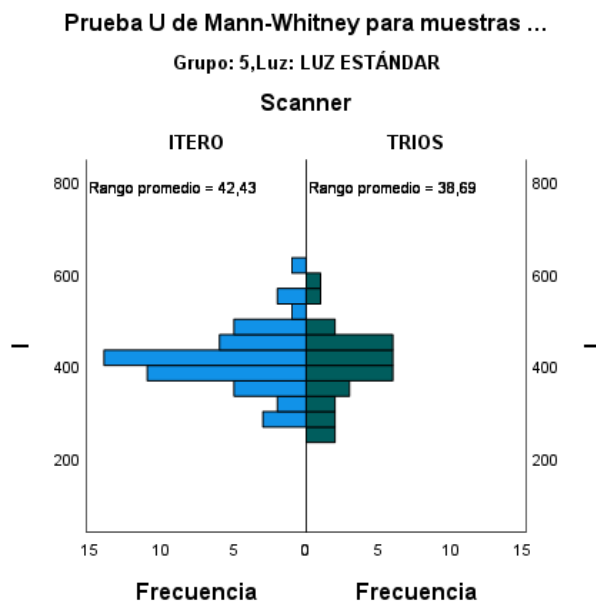


Figura 6.7.50.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con luz estándar.

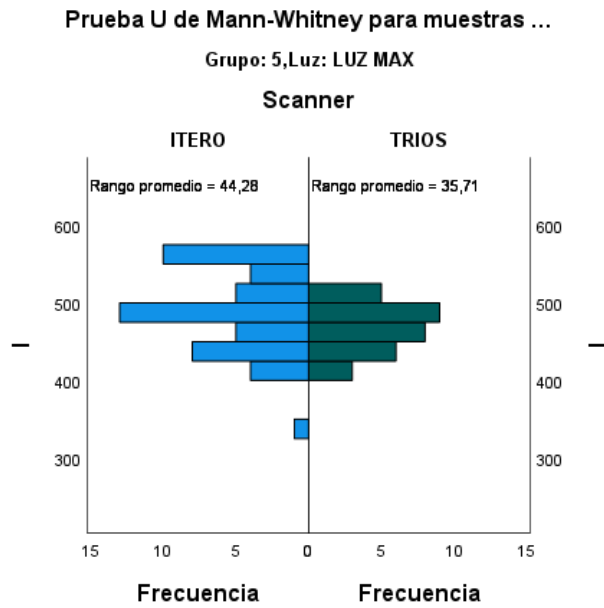


Figura 6.7.51.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con máxima intensidad de luz.

En relación al tiempo necesario de escaneado ha sido resultado significativamente menor con el escáner ITERO®, tanto en ausencia de luz, luz estándar como máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.52, 6.7.53, y 6.7.54).

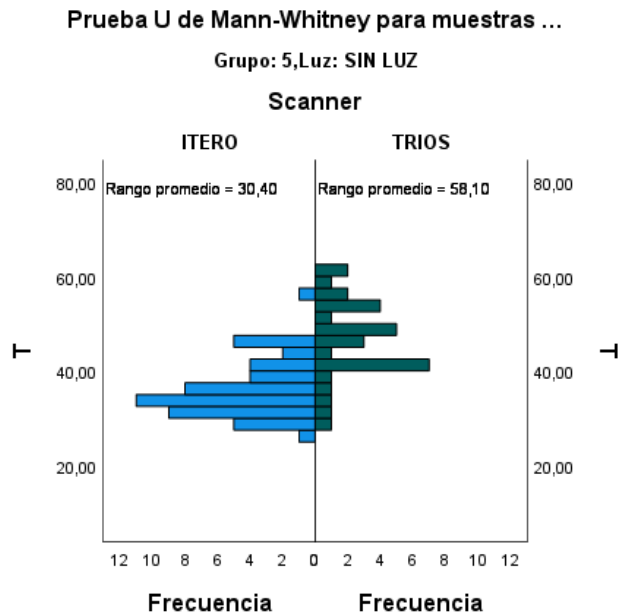


Figura 6.7.52.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

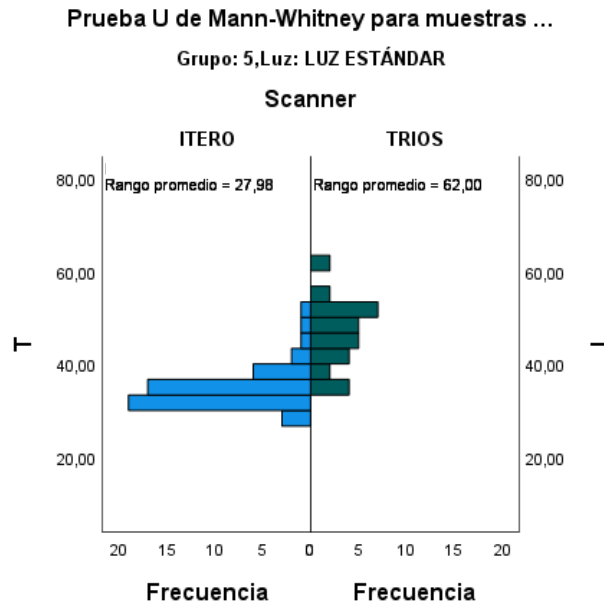


Figura 6.7.53.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar

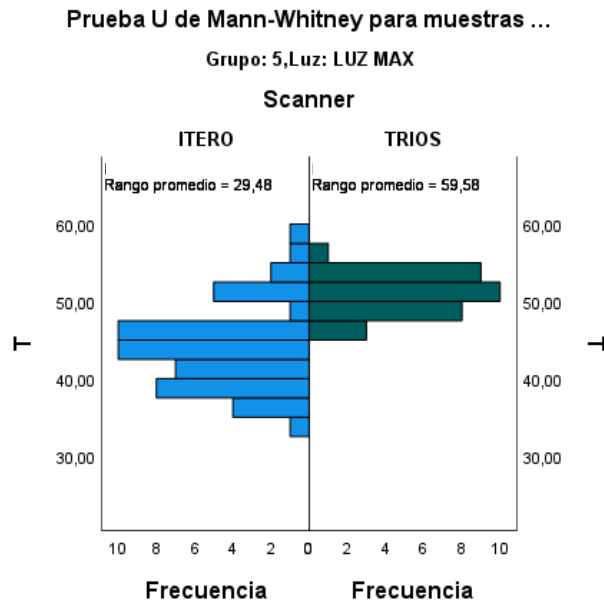


Figura 6.7.54.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz

Los fallos de escaneado son significativamente superiores con el escáner ITERO® bajo las tres condiciones de iluminación de este estudio ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.55, 6.7.56, y 6.7.57).

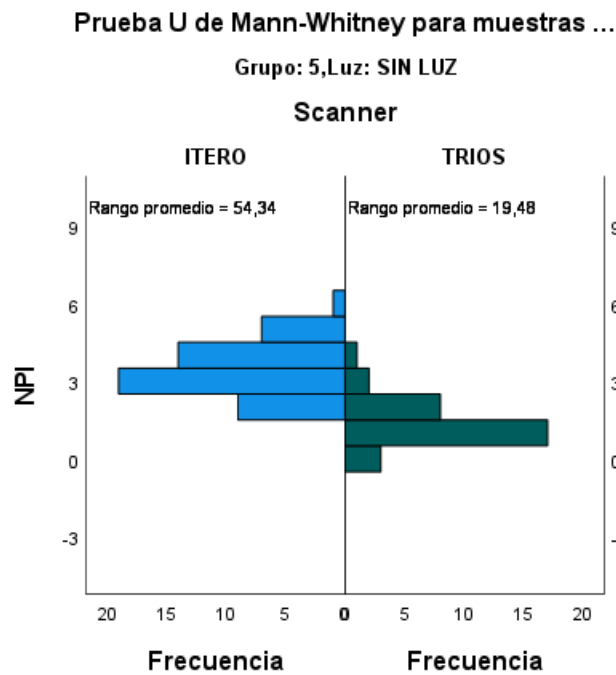


Figura 6.7.55.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

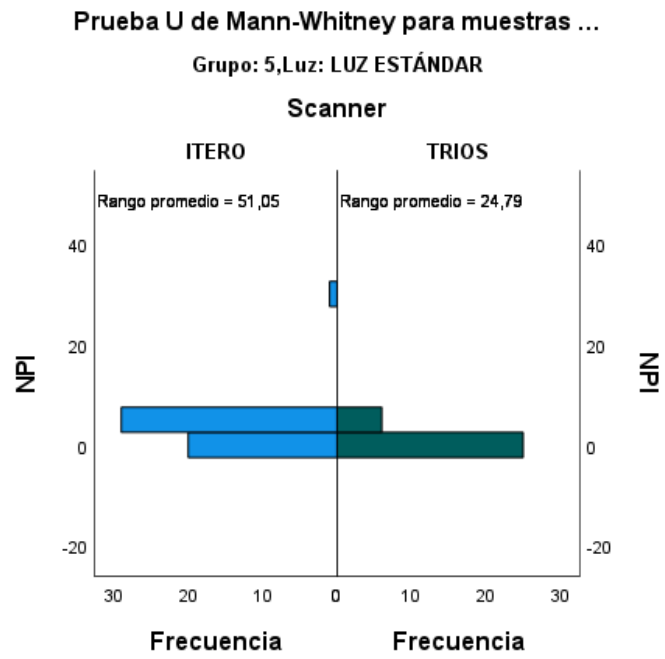


Figura 6.7.56.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 5,Luz: LUZ MAX

Scanner

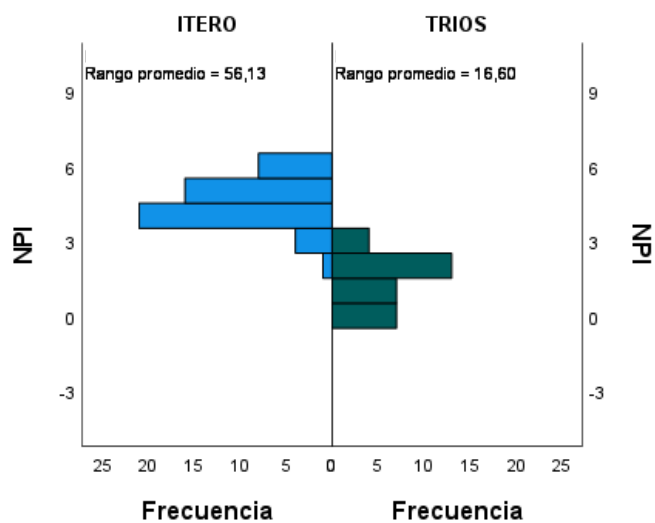


Figura 6.7.57.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

El análisis del volumen no detectado, el escáner TRIOS®, presenta mejores resultados tanto en ausencia de luz detectado ($p < 0,001$); como luz estándar ($p = 0,002$), y máxima intensidad de luz ($p < 0,0001$) (Figura 6.7.58, 6.7.59, y 6.7.60).

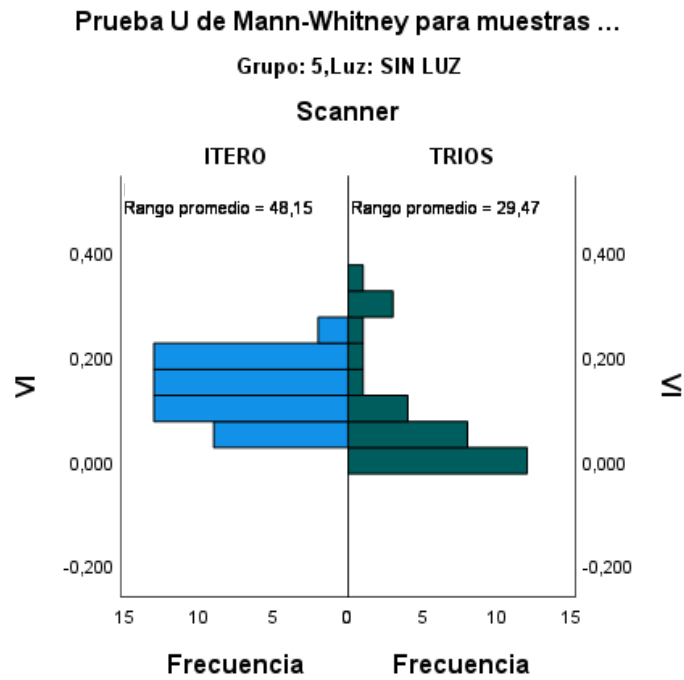


Figura 6.7.58.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

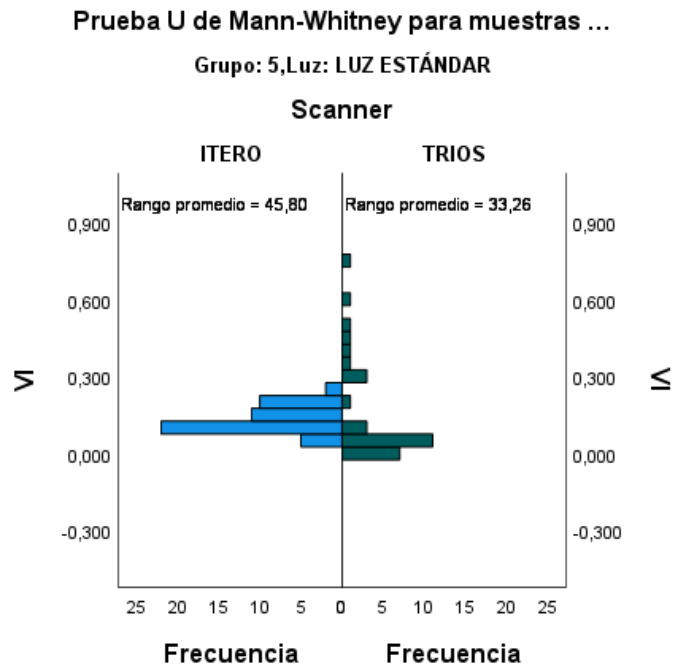


Figura 6.7.59.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

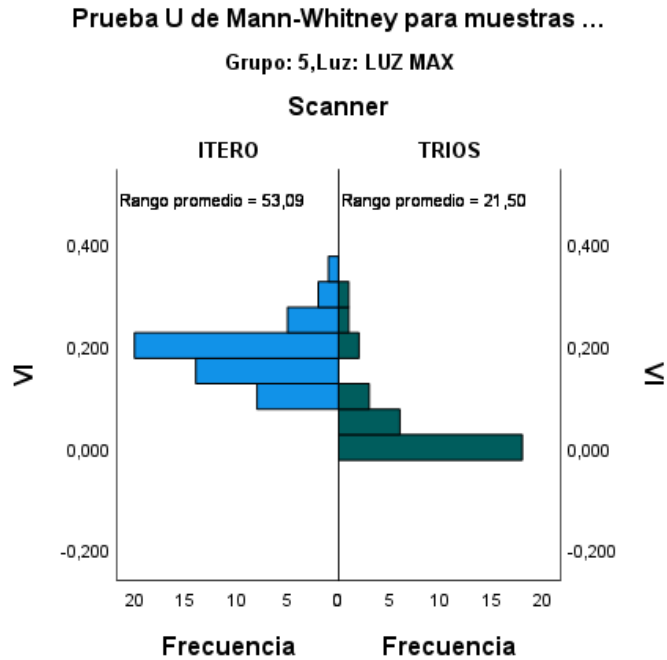


Figura 6.7.60.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

6.7.6. Eficiencia y eficacia en distintas condiciones lumínicas: Grupo 6 (Inclinación molar de 30 grados)

El número de imágenes obtenidas en este grado de inclinación, tan solo ha resultado estadísticamente significativo con luz estándar, precisando mayor número de imágenes con el escáner ITERO® ($p < 0,001$). En ausencia de luz ($p = 0,537$) y con máxima intensidad de luz ($p = 0,576$), estas diferencias no son significativas (Figura 6.7.61, 6.7.62, y 6.7.63).

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: SIN LUZ

Scanner

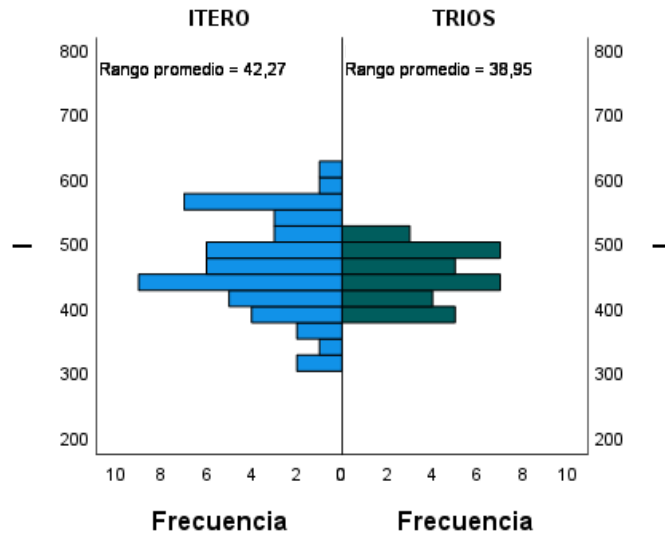


Figura 6.7.61.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y en ausencia de luz.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: LUZ ESTÁNDAR

Scanner

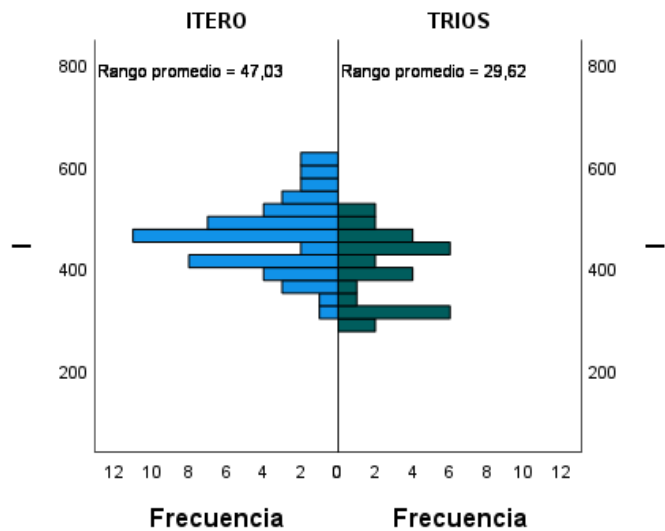


Figura 6.7.62.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con luz estándar.

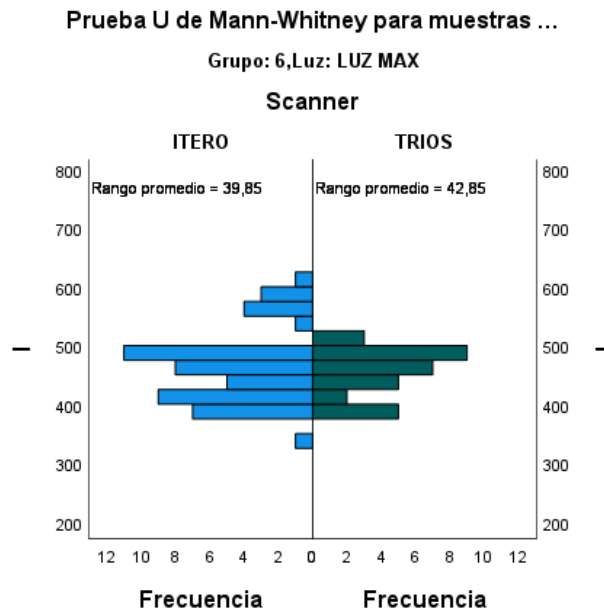


Figura 6.7.63.- Diferencia entre ambos escáneres en el número de imágenes, y con máxima intensidad de luz.

Las diferencias en cuanto al tiempo solo se ven afectadas en condiciones de ausencia de luz ($p=0,003$), y de máxima intensidad de luz ($p<0,0001$), siendo el tiempo menor con el escáner ITERO®. Con luz estándar el tiempo también es menor, pero sin alcanzar significación estadística ($p=0,773$) (Figura 6.7.64, 6.7.65, y 6.7.66).

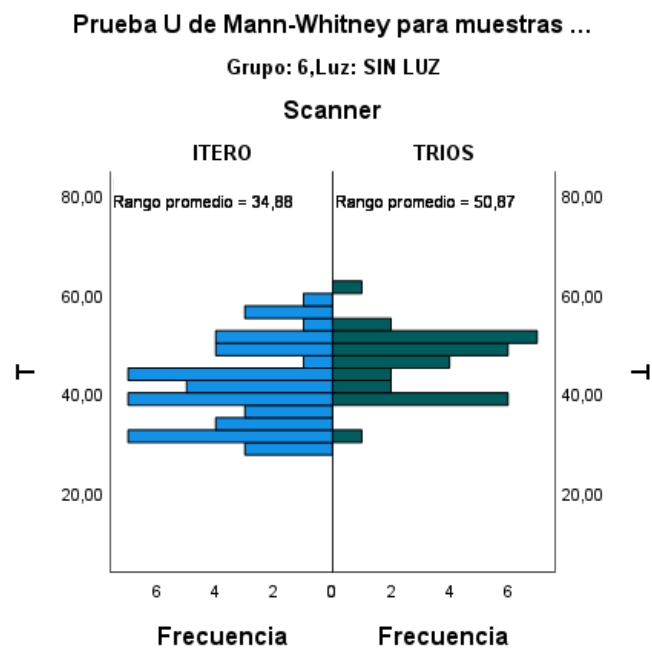


Figura 6.7.64.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

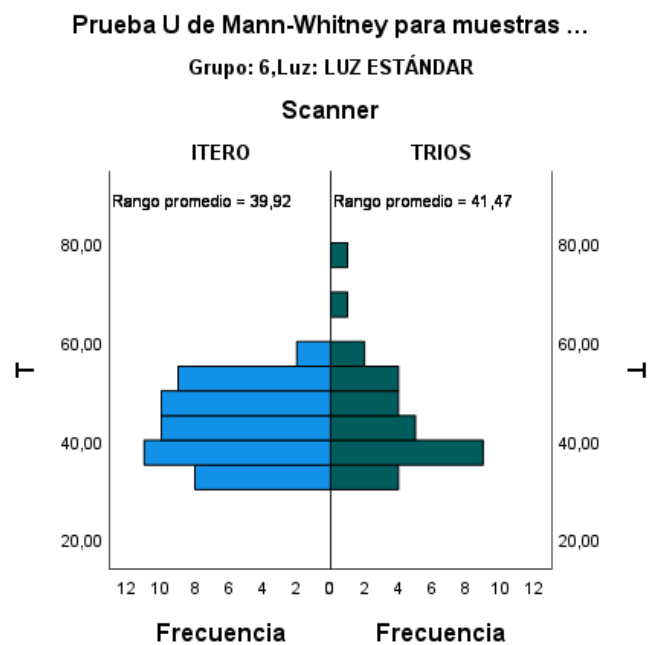


Figura 6.7.65.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

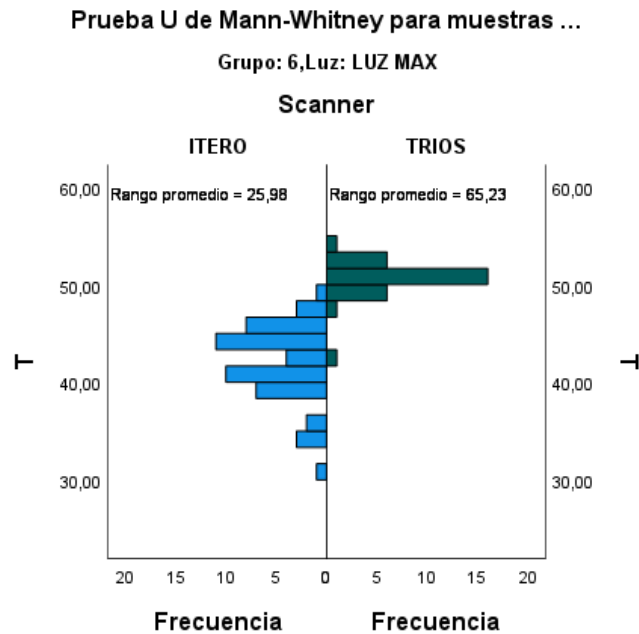


Figura 6.7.66.- Diferencias en el tiempo de escaneado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

La variable fallos de escaneado es mayor para el escáner ITERO® en condiciones de ausencia de luz ($p=0,017$). Con luz estándar, aun siendo mayores con ITERO®, estas diferencias no son significativas ($p=0,520$), al igual que con máxima intensidad de luz ($p=0,147$) (Figura 6.7.67, 6.7.68, y 6.7.69).

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: SIN LUZ

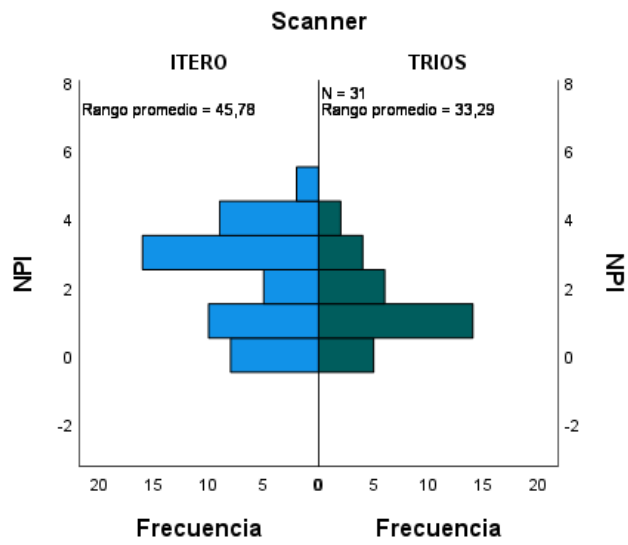


Figura 6.7.67.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres en ausencia de luz.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: LUZ ESTÁNDAR

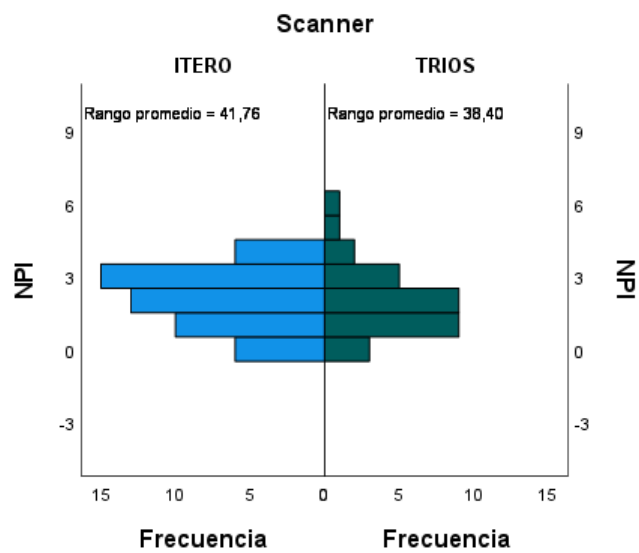


Figura 6.7.68.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con luz estándar.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: LUZ MAX

Scanner

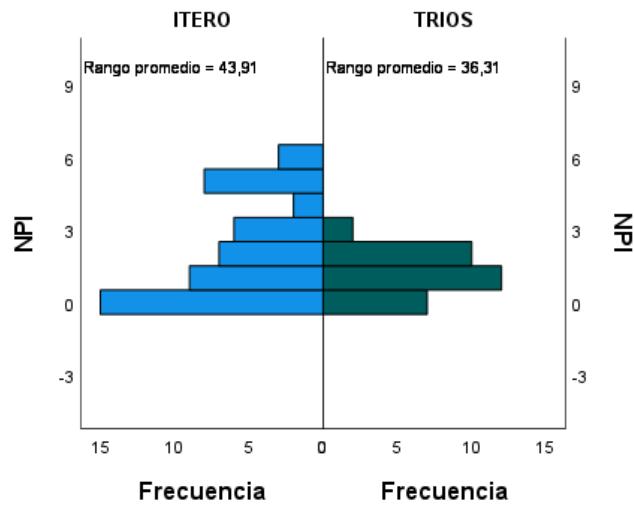


Figura 6.7.69.- Diferencias en los fallos de escaneado, entre ambos escáneres con máxima intensidad de luz.

El volumen no detectado difiere en ausencia de luz y máxima intensidad de luz, siendo el escáner TRIOS® el que mejores resultados presenta en estas dos condiciones de iluminación ($p < 0,0001$). En condiciones de luz estándar, estas diferencias no son significativas ($p = 0,342$) (Figura 6.7.70, 6.7.71, y 6.7.72).

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: SIN LUZ

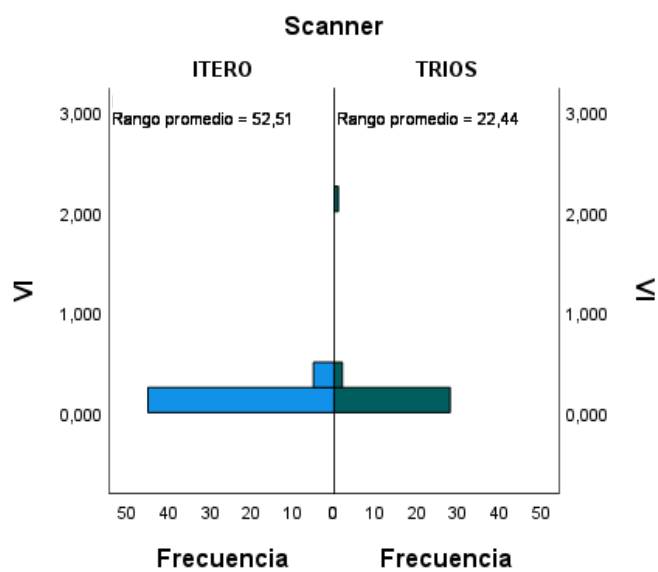


Figura 6.7.70.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, en ausencia de luz.

Prueba U de Mann-Whitney para muestras ...

Grupo: 6,Luz: LUZ ESTÁNDAR

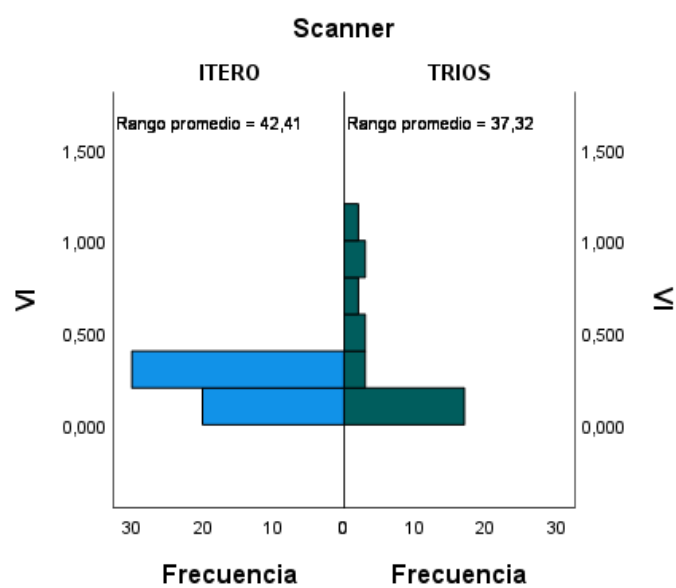


Figura 6.7.71.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con luz estándar.

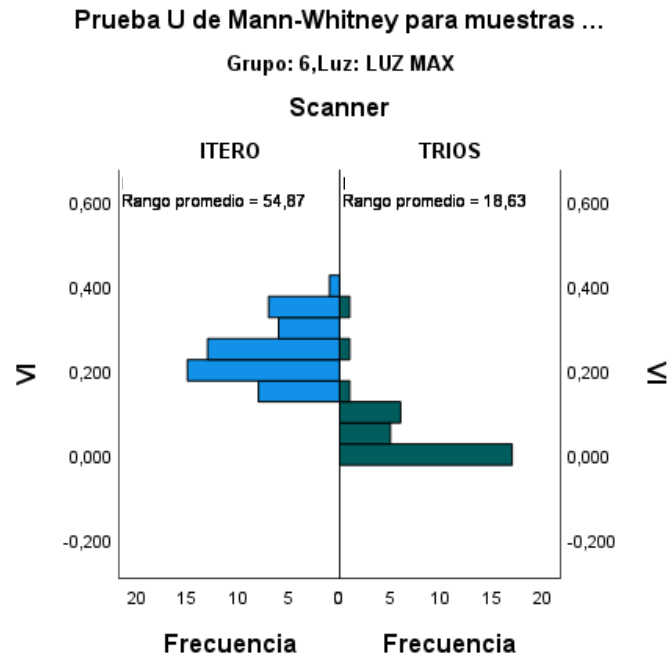


Figura 6.7.72.- Diferencias en el volumen no detectado, entre el escáner TRIOS® e ITERO®, con máxima intensidad de luz.

DISCUSSION

7. DISCUSION

La aplicación clínica de la tecnología digital en el campo de la odontología, para el diagnóstico, planificación, y confección de aparatología está aumentando de forma exponencial en los últimos años (137).

De esta manera, la predictibilidad en el acabado final, los requerimientos estéticos, y un correcto ajuste, son de los factores más críticos para la confección de aparatos o restauraciones mediante escáneres intraorales (138).

Para obtener estas características, la tecnología digital que se ha empleado en las últimas décadas permite cada vez menos imperfecciones en comparación con los métodos tradicionales (139).

Es por ello, que no podemos olvidar factores a tener en cuenta como las especificaciones del fabricante en cuanto al patrón y secuencia de escaneo, el tamaño del cabezal del dispositivo a escanear, la variedad de versiones del software, así como el proceso de digitalización, el procesamiento de los datos, y el proceso de producción que pueden afectar a la eficacia y eficiencia de los datos obtenidos mediante un escáner intraoral (140,141). Por este motivo, la presente investigación tuvo como objetivo medir la influencia de diferentes condiciones clínicas extraorales (luz) e intraorales (grado de apiñamiento e inclinación molar) sobre la eficacia y la eficiencia de la exploración intraoral, mediante dos dispositivos de escaneo intraoral: el dispositivo 3 Shape TRIOS®, y posteriormente el escáner ITERO®.

El primer escáner utilizado en nuestro estudio, el 3 Shape TRIOS®, se basa en la captación de imágenes mediante el sistema tecnológico de microscopía paralela confocal que captura imágenes en 3D individuales que se solapan para formar un modelo 3D en un ciclo de registro corto, también es empleado por otros autores como Maeng y cols (142) en el año 2019, que evalúan la accesibilidad, profundidad, y ángulos de reflexión adecuados para el escaneo intraoral de éste dispositivo en comparación con otros escáneres. Para escanear todo el objeto la lente se mueve hacia arriba y hacia abajo, cada vez proyectando una parte del objeto sobre el sensor. Esta tecnología no requiere de

pulverizador, y la cámara puede asentarse sobre los dientes para mayor estabilidad, también comentado en estudios similares (143). Un rayo láser rojo se proyecta sobre el objeto a través de un divisor de haz de rayos. El haz de rayos es reflejado a través de un filtro focal de modo que solo la imagen que se encuentra dentro del punto focal de la lente se proyecta sobre el sensor (144).

Una particularidad de este sistema es la variación de la posición del plano focal sin mover el escáner en relación con el objeto que está siendo escaneado. El plano focal debe variar continuamente de forma periódica con una frecuencia predefinida, mientras que la forma de generación de patrones, la cámara, el sistema óptico y el objeto escaneado se relacionan entre ellos (145). Además, el tiempo de adquisición de la superficie 3D debe ser lo suficientemente pequeño para reducir el sesgo producido por los movimientos relativos involuntarios entre la sonda y los dientes. El sistema de escaneado tiene la propiedad de telecentrado en el espacio del objeto escaneado y, esta propiedad junto con la escala de magnificación, se pueden mantener mientras se cambia el plano focal.

El otro dispositivo intraoral empleado en nuestro estudio, el ITERO®, utiliza el sistema tecnológico de microscopía confocal paralela realizando una captación mediante un sistema de multi-fotografía, es decir, de imágenes. Utiliza haces de luz láser roja que hace que reboten las imágenes, y al entrar en el orificio la luz reflejada se convierte en datos digitales (146). La velocidad de captación de este sistema es diferente en función de la necesidad, ya que puede variar desde tres mil fotos por segundo en un tratamiento de ortodoncia, hasta ocho mil fotogramas por segundo en un procedimiento de restauradora, diferencia significativa respecto al escáner TRIOS®, el cual escanea a la misma velocidad sea cual el sea el tratamiento realizado (147).

Por tanto, al igual que el escáner que utilizamos en la primera parte del estudio, y como describen Renne y cols (148) en el año 2020, este sistema tiene la capacidad de escanear las estructuras intraorales sin requerimiento de polvo.

La comparativa entre estos dispositivos intraorales ha sido objeto de estudio en los últimos años, ya que, aunque la tecnología utilizada es la misma, presentan muchas diferencias significativas entre los mismos. Por ello, autores como Kihara y cols (70), en el año 2019, observaron, que al evaluar la efectividad de pacientes parcialmente edéntulos, y pacientes totalmente desdentados, el escáner TRIOS®, presentaba mayor efectividad que el escáner ITERO®. También analizaron el grado de satisfacción del

paciente de estos dos escáneres intraorales frente a las impresiones tradicionales con material hidrocoloide. La satisfacción general del paciente fue alta independientemente del tipo de escáner intraoral utilizado.

Sin embargo, no todos los escáneres presentan esta tecnología. Existen otros sistemas tecnológicos utilizados por los dispositivos intraorales como el método de digitalización 3D basado en un sistema de posicionamiento tridimensional muy preciso (149); la técnica de triangulación que dependiendo de si es activa o no, existe una radiación que es emitida por el escáner, la cual autores como Cai y cols (150) en el 2021, la utilizan en sus estudios; y la tecnología activa *wavefront sampling* (AWS) (151) que utiliza solo una cámara y un módulo de AWS, que es una abertura que se mueve circularmente alrededor de su eje óptico.

Autores como Nagy y cols en el año 2020 (152), evalúan la tecnología de los diferentes escáneres intraorales, existiendo diferencias significativas entre unos escáneres y otros, lo que pone de manifiesto que el dispositivo intraoral empleado influye en precisión y eficacia del escaneado intraoral.

Por tanto, para evaluar la precisión del escaneado y la coincidencia de diferentes imágenes digitales obtenidas de un escaneado intraoral, las superposiciones virtuales de imágenes de modelos 3D son un método alternativo y de uso común (153). De esta manera, se evaluó la precisión en nuestro estudio, superponiendo cada STL generado con su maloclusión inicial, colocando 3 puntos en cada uno de los modelos para su correcta superposición en los diferentes programas utilizados. Ender y cols en el año 2019 (154), utilizaron un modelo digital maxilar de la arcada completa, el cual escanearon para generar los archivos STL, y se cortaron en diferentes áreas: arcada completa, segmento anterior o segmento posterior para el análisis respectivo. Los valores de veracidad y precisión para las áreas respectivas se evaluaron utilizando un método de superposición tridimensional (3D) con un software especial de análisis de diferencias 3D (GOM Inspect)), Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de prueba para los métodos de impresión de la arcada completa, y los diferentes segmentos de la arcada con los que se compararon. Por tanto, cada superposición tiene un error inherente, como consecuencia el error final se incrementa gradualmente con cada proceso de unión de la imagen. Por lo tanto, podemos anticipar que cuanto más largo sea el campo de escaneo, y cuántos más procesos de unión se

completan, mayores serán los errores presentados.

Otros estudios, como el de Anh y cols (155), compararon la precisión de imágenes tridimensionales adquiridas con los escáneres intraorales ITERO® (Align Technology Inc., San José, CA, EE. UU.) y 3 Shape TRIOS® (3Shape Dental Systems, Copenhague, Dinamarca). Para evaluar la precisión, se superpusieron las imágenes, y se empleó un algoritmo de superposición optimizado para medir cualquier desviación de 3D. Utilizaron bolas de metal de 1.5 de diámetro colocadas en cinco ubicaciones del modelo para determinar la precisión del escáner; las posteriores se ubicaron a 4 mm por debajo de la unión dentogingival y por debajo de la cúspide mesio-vestibular de los primeros molares en ambos lados; las anteriores se localizaron a 4 mm por debajo de la unión dentogingival y vertical al punto de contacto entre los incisivos centrales izquierdo y derecho. Las bolas de metal colocadas en la región canina estaban ubicadas directamente debajo de la superficie oclusal en las puntas de la cúspide de los dientes caninos en ambos lados, y a la misma altura que las localizadas en los primeros molares y los incisivos centrales. Las superposiciones de forma similar al anterior estudio mencionado, las realizaron mediante el software Geomagic Verify TM (3D Systems Inc; Rock Hill, SC, EE. UU.) que reconoce características geométricas, y permite elegir los parámetros que se quieren estudiar el momento de realizar la superposición.

En estudios previos como el de Haddadi y cols en el año 2019 (156), los cuales evaluaron la presión de los escáneres intraorales con respecto a las técnicas convencionales, demostraron mediante superposiciones en seis diferentes puntos de cada modelo, que el escáner 3 Shape TRIOS®, es significativamente mejor que las técnicas convencionales y los otros escáneres intraorales (LAVA TDS, CEREC Omnicam y CS3600) utilizados en este estudio. Sin embargo, otros autores como Berrendero y cols (157), muestran una precisión de ajuste similar realizando un flujo de trabajo completamente digital con diferentes escáneres como Lava COS (3 M, St. Paul, EE. UU.), CEREC (Sirona, Bensheim, Alemania), 3 Shape TRIOS® (3Shape Dental Systems, Copenhague, Dinamarca)), e ITERO® (Align Technology, Amsterdam, Países Bajos). Otro estudio, realizado en el año 2018 por Lee KM (158), analizó en un estudio in vivo la precisión de los 2 escáneres intraorales (3 Shape TRIOS®, e ITERO®) que utilizamos en nuestro estudio. De esta manera, se comparó mediante superposiciones los diferentes modelos de un total de 32 participantes que se sometieron a las exploraciones intraorales. Aunque hubo algunas desviaciones, no hubo diferencias significativas entre los dos escáneres

intraorales. Por tanto, resultados diferentes a los nuestros, donde si encontramos diferencias significativas entre estos dos dispositivos intraorales.

Sin embargo, no todos los estudios que evalúan la precisión se han realizado en las mismas condiciones, como Kim y cols en el año 2021 (159), que evaluaron la precisión del escaneado intraoral con la presencia de brackets en modelos maxilares y mandibulares. Se realizaron superposiciones para evaluar la reproducibilidad de las imágenes mediante el escaneado intraoral. Este estudio sugiere que la presencia de brackets afecta de manera significativa a la precisión del escaneado intraoral. Resultados similares fueron encontrados por Kang y cols (160) en el 2021, al evaluar 30 pacientes en tratamiento de ortodoncia, con los dos escáneres intraorales utilizados en nuestro estudio.

Otro estudio realizado en 2019 por Cappare y cols (161), los cuales compararon la exactitud de la técnica digital frente a la técnica convencional para rehabilitaciones completas de la arcada maxilar. Observaron que los escáneres intraorales son una alternativa confiable en la práctica clínica para rehabilitaciones completas con implantes, y sugiere que la fabricación de restauraciones definitivas resulta un tratamiento exitoso llevándolo a cabo de manera digital.

En el presente trabajo de investigación, evaluamos la precisión de los modelos estereolitográficos, así como sus réplicas de sulfato de hemihidrato de calcio, y sulfato de hemihidrato de calcio modificado, respectivamente, con diferentes grados de apiñamiento y con una inclinación molar cada vez más significativa para cuantificar y comparar la influencia de diferentes condiciones clínicas sobre la eficacia y eficiencia del escaneado, debido a la controversia existente en la literatura. Las condiciones clínicas elegidas nos parecieron lo suficientemente relevantes para poder determinar la precisión en el escaneado.

En particular, el modelo G3 (apiñamiento 7 mm) y G6 (inclinación del molar 30°) representaron las condiciones clínicas más desfavorables, una vez que se realizaron las superposiciones de todos los modelos de las diferentes condiciones clínicas descritas mediante los archivos STL generados. Los resultados sugieren que el apiñamiento severo y los molares considerablemente inclinados adyacentes a una brecha edéntula muestran diferencias estadísticamente significativas con respecto a las otras condiciones, mostrando mayor grado de imprecisión. De manera similar, estudios previos, como el

estudio de Yoon y cols (162), tuvieron como objetivo evaluar la exactitud del escaneado intraoral en modelos de escayola con diferentes grados de apiñamiento. Los modelos de escayola se dividieron en dos grupos según la cantidad de apiñamiento. Los resultados de este estudio fueron similares a los nuestros, en los cuales observan que el apiñamiento influye en el escaneado intraoral, y, por tanto, es un factor relevante a tener en cuenta en la aplicación clínica. De esta manera, surge la pregunta de si la severidad en el apiñamiento está en relación con la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral, ya que nuestros resultados demuestran la clara influencia de estos parámetros en la eficacia y eficiencia de éstos dispositivos intraorales. Se requieren futuras líneas de investigación ya que el grado de imprecisión detectado podría tener un impacto negativo en la práctica clínica diaria.

Por otro lado, Liang YM en el 2018 (163), realizaron un estudio para evaluar si el modelo digital se puede utilizar para el diagnóstico en ortodoncia, en función del grado de apiñamiento para determinar si el escaneado digital era más preciso que los métodos convencionales. Observaron diferencias entre el apiñamiento leve y severo, sin embargo, las diferencias fueron inferiores a $p < 0,05$, por tanto, no afectarían a la decisión clínica. A pesar de la relevancia, realmente no hay muchos estudios que establezcan estos parámetros clínicos para evaluar la eficacia y eficiencia en el escaneado.

Como hemos descrito anteriormente, los escáneres intraorales utilizados en nuestro estudio fueron el 3 Shape TRIOS®, y el ITERO®. Ambos dispositivos intraorales utilizan el principio de microscopía paralela confocal, que se basa en eliminar la luz reflejada o fluorescente que sale de los planos fuera de foco. El uso de un láser como fuente de luz permite enfocar la iluminación en una región muy pequeña de la muestra y con gran intensidad. Gracias a lo cual, permite reproducir con gran precisión diferentes situaciones clínicas, y fabricación exacta de dispositivos. En relación a la secuencia de escaneado, seguimos las recomendaciones del fabricante en cada uno de los sistemas digitales, ya que estudios como los de Diker y cols en el año 2020 (164), comentan que los protocolos de escaneado según el dispositivo intraoral utilizado mostraron una precisión significativamente diferente, por lo que la precisión puede verse afectada. Otros estudios como el de Diker y cols en el 2021 (165), también recomiendan el uso de la secuencia recomendado por el fabricante, ya que evaluaron la precisión de seis escáneres intraorales en función de la secuencia empleada, y observaron mayor precisión realizando la secuencia recomendada por el fabricante.

Los resultados de nuestro estudio han demostrado que la luz ambiental es un factor a tener en cuenta al realizar un escaneado intraoral. De esta manera, podríamos observar que las condiciones de luz afectan de manera estadísticamente significativa, lo que resulta en una menor precisión, un tiempo de escaneado más prolongado y mayor fallos de escaneado en el escaneado, cuanto más altos son los luxes en la sala de exploración ($p < .005$). La condición de 3600 luxes representa la luz de un gabinete dental convencional cerca de una ventana aprovechando la luz ambiental del sol, mientras que la condición de 1800 luxes define la luz de un gabinete convencional estándar, y 0 luxes representa ausencia de luz. Por lo tanto, la presente investigación revela que la iluminación adecuada para un escaneado intraoral debería ser menor a la que observamos en la clínica dental diaria. Estos resultados son similares a los de Revilla-León y cols (166), quienes estudiaron la influencia de la luz en la precisión del escaneado intraoral. A diferencia de nuestro estudio, la luz ambiental la establecieron en cuatro condiciones de iluminación: 0 luxes, 500 luxes, 1.000 luxes, y 10.000 luxes con un diodo emisor de luz (LED). Crearon dos grupos basados en la extensión del escaneado: arcada completa (G1), y arcada derecha (G2). Escanearon los modelos digitales diez veces bajo cada condición de iluminación. Ellos encontraron el error absoluto más bajo, en la condición de 10.000 luxes, por tanto, es la condición de iluminación más adecuada para tomar una impresión digital.

Resultados similares a los nuestros, ya que su estudio y el nuestro demuestran revelan que las condiciones de iluminación influyen en la precisión del escaneado intraoral, aunque el número de exploraciones que realizan en su estudio es menor al nuestro.

Sin embargo, más recientemente en el año 2021, Revilla y cols (167) midieron la influencia de la luz en el escaneado intraoral en condiciones de iluminación de 1.000 y 10.000 luxes. Encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambas condiciones, y recomendaron una iluminación de 1.000 luxes para maximizar la precisión del dispositivo intraoral empleado.

De manera similar a nuestros resultados, un estudio previo (168) en el año 2020, concluyó que en los cuatro dispositivos intraorales utilizados, los cambios en las condiciones de iluminación afectan significativamente en el escaneado intraoral. Sin embargo, el número de exploraciones fueron menores que en nuestro estudio. De esta forma, el diseño de nuestro estudio permitió una evaluación correcta de la influencia de la luz ambiental.

Se necesitan estudios adicionales para evaluar si los diferentes escáneres se ven afectados de manera diferente por la luz ambiental.

La metodología de nuestro estudio se diseñó para evitar la influencia de otros factores como la saliva, la lengua, o el movimiento del paciente, que pueden afectar al escaneado intraoral (169). Incluso si la superficie estuviera cubierta por pulverización en polvo, sería difícil reducir el efecto de otros factores. Evaluamos únicamente los diferentes tipos de escáneres intraorales descritos en el presente estudio.

De esta manera, gracias a la realización del estudio in-vitro, pudimos realizar una correcta estandarización de nuestros resultados para poder determinar de manera precisa los factores influyentes en la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral.

Según nuestro conocimiento, la presente investigación es la primera en cuantificar e informar del impacto de diferentes factores y condiciones clínicas intraorales y extraorales específicos en las cualidades de eficacia y eficiencia de un escáner intraoral.

El continuo progreso de la tecnología existente, es un nuevo paradigma, cada vez con una mayor relevancia clínica en los diversos campos de la odontología, predispuestos a optimizar los procesos de transformación. Las constantes innovaciones y referencias, hacen que la digitalización se extienda en la práctica clínica diaria, comprometiendo a una rápida adaptación a un entorno digital.

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

1. La severidad del apiñamiento anterior y de la inclinación a nivel molar, así como la intensidad de luz ambiente son condiciones intra y extraorales, respectivamente, que influyen en la eficacia y eficiencia del escaneado intraoral con los sistemas ITERO® y TRIOS®.
2. En cuanto a la *severidad del apiñamiento* en términos de eficiencia: la severidad del apiñamiento afecta la eficiencia del escaneado intraoral con los sistemas ITERO® y TRIOS®. El sistema TRIOS® globalmente requiere menor número de imágenes, pero mayor tiempo de escaneado en los grados incrementales de apiñamiento (4, 7 mm) comparativamente con el sistema ITERO®. Asimismo, el sistema TRIOS® comete menor número de fallos de escaneado en los distintos grados de severidad.
3. En cuanto a la *severidad del apiñamiento* en términos de eficacia: la severidad del apiñamiento afecta la eficacia del escaneado intraoral con los sistemas ITERO® y TRIOS®. El sistema TRIOS® tiene una menor pérdida de volumen escaneado comparativamente al sistema ITERO® en cualquier condición de apiñamiento e iluminación ambiente ($p < 0.05$)
4. En cuanto a la *severidad de la inclinación molar* en términos de eficiencia: la severidad de la inclinación molar afecta la eficiencia del escaneado intraoral con los sistemas ITERO® y TRIOS®. El sistema TRIOS® globalmente requiere menor número de imágenes, pero mayor tiempo de escaneado en los grados incrementales de inclinación (15°, 30°) comparativamente con el sistema ITERO®. Asimismo, el sistema TRIOS® comete menor número de fallos de escaneado en los distintos grados de severidad de la inclinación.

5. En cuanto a la *severidad de la inclinación molar* en términos de eficacia: la severidad de la inclinación afecta la eficacia del escaneado intraoral con los sistemas ITERO® y TRIOS®. El sistema TRIOS® tiene una menor pérdida de volumen escaneado comparativamente al sistema ITERO® en cualquier condición de inclinación e iluminación ambiente ($p < 0.05$)

6. La intensidad de luz ambiente afecta la eficacia y eficiencia del escaneado con los sistemas ITERO® y TRIOS®. En términos generales, comparativamente el sistema ITERO® es más sensible que el TRIOS® a las variaciones lumínicas particularmente ante condiciones de apiñamiento, siendo más eficaz en condiciones de luz ambiente bajo.

BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence* 2017;48(1):41-50.
2. Ammoun R, Suprono MS, Goodacre CJ, Oyoyo U, Carrico CK, Kattadiyil MT. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. *J Prosthodont* 2020;29(3):201-6.
3. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2020;29(4):309-14.
4. Moon YG, Lee KM. Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan. *Prog Orthod* 2020;1(1):36.
5. Bohner L, Gamba DD, Hanisch M, Marcio BS, Neto PT, Lagana DC, Sesma N. Accuracy of digital technologies for the scanning of facial, skeletal, and intraoral tissues: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2019;121(2):246-51
6. Iwauchi Y, Tanaka S, Kamimura-Sugimura E, Baba K. Clinical evaluation of the precision of interocclusal registration by using digital and conventional techniques. *J Prosthet Dent* 2021:7-18.
7. Burzynski J, Firestone AR, Beck FM, Fields HW, eguchi T. Comparison of digital intraoral scanners and alginate impressions: Time and patient satisfaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018;153(4):534-41.
8. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci* 2018;60(1):1-7.
9. Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Lijima M, Mizoguchi I. Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J* 2018;37(4):628-33.

10. Park GH, Son K, Lee KB. Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent* 2019;21(5):803-10.
11. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health* 2017;17(1):124.
12. Rutkunas V, Dirse J, Bilius V. Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination. *J Prosthet Dent* 2020;123(2):322-9.
13. Yilmaz H, Aydin MN. Digital versus conventional impression method in children: Comfort, preference and time. *Int J Paediatr Dent* 2019;29(6):728-35.
14. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont* 2018;27(1):35-41.
15. Kim KR, Seo KY, Kim S. Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *J Prosthet Dent* 2019;122(6):543-9.
16. Muhlemann S, Kraus RD, Hammerle CHF, Thoma DS. Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review. *Clin Oral Implant Res* 2018;18. 184-95.
17. Zimmerman M, Ender A, Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc* 2020;151(2):127-35.
18. Zarone F, Ruggiero G, Ferrari M, Mangano f, Joda T, Sorrentino R. Accuracy of a chairside intraoral scanner compared with a laboratory scanner for the completely edentulous maxilla: An in vitro 3-dimensional comparative analysis. *J Prosthet Dent* 2020;124(6):761.
19. Rutkunas V, Geciuskaite A, Jegelevicius D, Vaitiekunas M. Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2017;1:101-20.
20. Osnes CA, Wu JH, Venezia P, Ferrari M, Keeling AJ. Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *J Prosthodont* 2020;64(1):6-11.
21. Amin S, Weber HP, Finkelman M, Rafie KE, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(11):1360-7.

22. Chochlidakis K, Papaspyridakos P, Tsigarida A, Romeo D, Chen YW, Natto Z y cols. Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae. *J Prosthodont* 2020;29(4):281-6.
23. Schmidt A, Klusmann L, Wostmann B, Schlenz MA. Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med* 2020;9(3):688.
24. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res* 2018;97(10):1082-91.
25. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Muller F, Srivivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent* 2019;121(4):637-43.
26. Pereira ALC, Martins de Aquino LM, Porto de Freitas RF, Torres ACS, Carreiro ADF. CAD/CAM-fabricated removable partial dentures: a case report. *Int J Comput Dent* 2019;22(4):371-9.
27. Del Curto F, Saratti CM, Krejci I. CAD/CAM-based chairside restorative technique with composite resin for full-mouth adhesive rehabilitation of excessively worn dentition. *Int J Esthet Dent* 2018;13(1):50-64.
28. Rodrigues SB, Franken P, Celeste RK, Leitune VC, Collares FM. CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res* 2019;63(4):389-95.
29. Komine F, Honda J, Kusaba K, Kubochi K, Takata H, Fujisawa M. Clinical outcomes of single crown restorations fabricated with resin-based CAD/CAM materials. *J Oral Sci* 2020;62(4):353-5.
30. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Ozcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig* 2019;23(6):2777-84.
31. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. Fracture load of three-unit full-contour fixed dental prostheses fabricated with subtractive and additive CAD/CAM technology. *Clin Oral Investig* 2020;24(2):1035-42.
32. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Influence of CAD/CAM Fabrication and Sintering Procedures on the Fracture Load of Full-Contour Monolithic Zirconia Crowns as a Function of Material Thickness. *Open Dent* 2020;45(2):219-26.
33. Lops D, Meneghello R, Sbricoli L, Savio G, Bressan E, Stellini E. Precision of the Connection Between Implant and Standard or Computer-Aided

- Design/Computer-Aided Manufacturing Abutments: A Novel Evaluation Method. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33(1):23-30.
34. Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzenburguer F, Hickel R, Kunzelmann KH. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. *Dent Mater* 2019;35(10): 1370-77
 35. Mclaughlin JB, Jr VR, Dickinson DP. Comparison of Fit of Dentures Fabricated by Traditional Techniques Versus CAD/CAM Technology. *J Prosthodont* 2019;28(4):428-35.
 36. Einarsdottir ER, Geminiani A, Chochlidakis K, Feng C, Tsigarida A, Ercoli C. Dimensional stability of double-processed complete denture bases fabricated with compression molding, injection molding, and CAD-CAM subtraction milling. *J Prosthet Dent* 2020;124(1):116-21.
 37. Hayashi K, Maeno M, Nara Y. Influence of immediate dentin sealing and temporary restoration on the bonding of CAD/CAM ceramic crown restoration. *Dent Mater J* 2019;38(6):970-80.
 38. Lesage BP. CAD/CAM: Applications for transitional bonding to restore occlusal vertical dimension. *J Esthet Restor Dent* 2020;32(2):132-40.
 39. Schepke U, Gresnigt MM, Browne WR, AbdolahzadehS, Nijkamp J, Cune MS. Phase transformation and fracture load of stock and CAD/CAM-customized zirconia abutments after 1 year of clinical function. *Clin Oral Implants Res* 2019;30(6):559-69.
 40. Siegel SC, Kramer SB, Deranek KM. Lean Methods Applied to CAD/CAM Pedagogy in the Dental Simulation Laboratory. *J Dent Educ* 2019;83(9):1081-91.
 41. Alao AR, Stoll R, Song XF, Abbott JR, Zhang Y, Abduo J, Yin L. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;74:251-60.
 42. Mainjot A. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *J Esthet Restor Dent* 2020;32(2):141-9.
 43. Oudkerk J, Eldafrawy M, Bekaert S, Grenade C, Vanheusden A, Mainjot A. The one-step no-prep approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using

- PICN CAD-CAM restorations: 2-yr results of a prospective clinical study. *J Dent* 2020;1-30.
44. Bohak C, Lesar Z, Lavric P, Marolt M. Web-Based 3D Visualisation of Biological and Medical Data. *Adv Exp Med Biol* 2020;1235:1-18.
 45. Zoul D, Zhanal P, Viererbi L, Kolros A, Zuna M, Havlova V. 3D Reconstruction of inner structure of radioactive samples utilizing gamma tomography. *Radiat Prot Dosimetry* 2019;186(2-3):239-43.
 46. Skinner L, Fahimian BP, Yu AS. Tungsten filled 3D printed field shaping devices for electron beam radiation therapy. *Plos One* 2019;14(6):1-11.
 47. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression-a split-mouth randomised clinical study. *Clin Oral Investig* 2019;23(11):4043-50.
 48. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS y cols. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater* 2018;34(2):192-200.
 49. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literatura. *BMC Oral Health* 2017;17(1):149.
 50. Battista G. Face scanning and digital smile design with an intraoral scanner. *J Clin Orthod* 2019;53(3):149-53.
 51. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent* 2015;219(11):521-9.
 52. Carosi P, Ferrigno N, De Renzi G, Laureti M. Digital Workflow to Merge an Intraoral Scan and CBCT of Edentulous Maxilla: A Technical Report. *J Prosthodont* 2020;29(8):730-2.
 53. Derksen W, Wismeijer D, Flugge T, Hassan B, Tahmaseb A. The accuracy of computer-guided implant surgery with tooth-supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2019;30(10):1005-15.
 54. Revilla-León M, Att W, Ozcan 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 Dent* 2021;125(3):470-8.

55. Silvester CM, Hillson S. A critical assessment of the potential for Structure-from-Motion photogrammetry to produce high fidelity 3D dental models. *Am J Phys Anthropol* 2020;173(2):381-92.
56. Granata S, Giberti L, Vigolo P, Stellini E, Di Fiore A. Incorporating a facial scanner into the digital workflow: A dental technique. *J Prosthet Dent* 2020;123(6):781-5.
57. Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Jimenez-Martínez MJ, Revilla-León M. Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *J Prosthet Dent* 2020:1-5.
58. Baghani MT, Shayegh SS, Johnston WM, Shidfar S, Hakimaneh S. In vitro evaluation of the accuracy and precision of intraoral and extraoral complete-arch scans. *J Prosthet Dent* 2020:1-6.
59. Kirschneck C, Kamuf B, Putsch C, Chhatwani S, Bizhang M, Danesh G. Conformity, reliability and validity of digital dental models created by clinical intraoral scanning and extraoral plaster model digitization workflows. *Comput Biol Med* 2018;100:114-122.
60. Garcia-Martinez I, Caceres-Monllor 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.
61. Gonzalez De Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, Garcia-Orejas A, Salido MP, Pradies 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.
62. Emir F, Ayyildiz S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res* 2019;63(4):434-9.
63. Awuti S, Sumita YL, Elbasthi M, Kelimu S, Aswehlee A, Hattori M. The role of non-contact digitizer in geometrical evaluation of mandibular prostheses effect on facial asymmetry of mandibulectomy patients. *J Prosthodont Res* 2021;65(1):86-90.
64. Haleem A, Gupta P, Bahl S, Javaid M, Kumar L. 3D scanning of a carburetor body using COMET 3D scanner supported by COLIN 3D software: Issues and solutions. *Mater Today Proc* 2021;39:331-7.

65. Pozzi A, Arcuri L, Moy PK. The smiling scan technique: Facially driven guided surgery and prosthetics. *J Prosthodont Res* 2018;62(4):514-7.
66. Papaspyridakos P, Galluci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res* 2016;27(4):465-72.
67. Jia P, Yang G, Hu, W, Chung KH, Zhao Y, Liu M, Chen CS. Comparison of in situ cone beam computed tomography scan data with ex vivo optical scan data in the measurement of root surface area. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2019;128(5):552-7.
68. Deep JG, Bencharit S, Loschiavo CA, Yeung M, Laskin D, Deep GR. Do Implant Surgical Guides Allow an Adequate Zone of Keratinized Tissue for Flapless Surgery?. *J Oral Maxillofac Surg* 2018;76(12):2540-50.
69. Suese K. Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dent Mater J* 2020;39(1):52-56.
70. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, Oriso K, Kondo H. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res* 2020;64(2):109-13.
71. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Thor A. Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC Oral Health* 2018;18(1):27.
72. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent* 2016;10(2):286-91.
73. Digital Michigan Splint-from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *Int J Comput Dent* 2016;19(1):63-76.
74. Park SH, Byun SH, Oh SH, Lee HL, Kim JW, Yang BE, et al. Evaluation of the Reliability, Reproducibility and Validity of Digital Orthodontic Measurements Based on Various Digital Models among Young Patients. *J Clin Med* 2020;9(9):2728.
75. An X, Yang HW, Choi BH, Digital Workflow for Computer-Guided Implant Surgery in Edentulous Patients with an Intraoral Scanner and Old Complete Denture. *J Prosthodont* 2019;28(6):715-18.
76. Salomao GV, Chun EP, Panegaci RS, Santos F. Analysis of Digital Workflow in Implantology. *Case Rep Dent* 2021:1-7.

77. Glisic O, Hoejbjerre L, Sonnesen L. A comparison of patient experience, chair-side time, accuracy of dental arch measurements and costs of acquisition of dental models. *Angle Orthod* 2019;89(6):868-75.
78. Ahmed KE, Peres KG, Peres MA, Evans JL, Quaranta A, Burrow MF. Operators matter - An assessment of the expectations, perceptions, and performance of dentists, postgraduate students, and dental prosthetist students using intraoral scanning. *J Dent* 2021:1-12.
79. Woodford SC, Robinson DL, Mehl A, Lee PVS, Ackland DC. Measurement of normal and pathological mandibular and temporomandibular joint kinematics: A systematic review. *J Biomech* 2020:1-14.
80. Passos L, Meiga S, Brigagao V, Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *Int J Comput Dent* 2019;22(4):307-19.
81. Bosniac P, Rehmann P, Wostmann B. Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig* 2019;23(5):2421-7.
82. Schubert O, Erdelt KJ, Tittenhofer R, Hajto J, Bergmann A, Guth JF. Influence of intraoral scanning on the quality of preparations for all-ceramic single crowns. *Clin Oral Investig* 2020;24(12):4511-18.
83. Rehmann P, Scharwardt V, Wostmann B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont* 2017;30(1):27-29.
84. Kim RJY, Benic GI, Park JM. Trueness of intraoral scanners in digitizing specific locations at the margin and intaglio surfaces of intracoronal preparations. *J Prosthet Dent* 2020:1-8.
85. Park JM. Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont* 2016;8(5):354-362.
86. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20(7):1495-504.
87. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precisión of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115(3):313-20.

88. Aragon MLC, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod* 2016;38(4):429-34.
89. Amornvit P, Sanohkan S. The Accuracy of Digital Face Scans Obtained from 3D Scanners: An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health* 2019;16(24):5061.
90. Hayama H, Fueki K, Wadachi J, Wakabayashi N. Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res* 2018;62(3):347-52.
91. Rutkunas V, Gedrimiene A, Adaskevicius R, Husain NA, Ozcan M. Comparison of the Clinical Accuracy of Digital and Conventional Dental Implant Impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2020;28(4):173-81.
92. Talmazov G, Bencharit S, Waldrop TC, Ammoun R. Accuracy of Implant Placement Position Using Nondental Open-Source Software: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2020;29(7):604-10.
93. Michelinakis G, Apostolakis D, Tsagarakis A, Kourakis A, Pavlakis E. A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study. *J Prosthet Dent* 2020;124(5):581-88.
94. Su FY, Tsai JC, Morton D, Lin WS. Use of intraoral scan for implant-supported dental prosthesis to design and fabricate a CAD-CAM verification device: A dental technique. *J Prosthet Dent* 2021;125(2):204-7.
95. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS® TRIOS® Pod scanner. *Quintessence Int* 2016;47(4):343-9.
96. Seo KS, Kim S, Kwon JH, Chang JS. Implant digital impression with intraoral scanners: A literatura review. *The Korean Academy of Oral Maxillofacial Implantology* 2017;21(1):1-13.
97. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018;120(3):343-52.
98. Montero RA, Mariano-Hernández Y, Khoury-Rivas L, Rovira-Lastra B, Willaert E, Martinez-Gomis J. Reliability and Validity of T-scan and 3D Intraoral Scanning for Measuring the Occlusal Contact Area. *J Prosthodont* 2020;29(1):19-25.
99. Mormann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004;7(1):11-24.

100. Kim RJY, Benic GI, Park JM. Trueness of ten intraoral scanners in determining the positions of simulated implant scan bodies. *Sci Rep* 2021;11(1):2606.
101. Arena A, Baldissara P, Ciocca L, Scotti R, Monaco C. Influence of preparation design and spacing parameters on the risk of chipping of crowns made with Cerec Bluecam before cementation. *J Prosthodont Res* 2019;63(1):100-4.
102. Neto CF, Santos GC, Santos M. Influence of the Fabrication Technique on the Marginal and Internal Adaptation of Ceramic Onlays. *Oper Dent* 2020;45(2):163-72.
103. Oz FD, Bolay S, Canatan S. A clinical evaluation of resin nanoceramic CEREC Omnicam restorations associated with several factors. *J Esthet Restor Dent* 2020:1-7.
104. Jabri MA, Wu S, Pan Y, Wang L. An overview on the veracity of intraoral digital scanning system and utilization of ITERO® scanner for analyzing orthodontic study models both *In-Vivo* and *Ex-Vivo*. *Niger J Clin Pract* 2021;24(1):1-7.
105. Mutwalli H, Braian M, Mahmood D, Larsson C. Trueness and Precision of Three-Dimensional Digitizing Intraoral Devices. *Int J Dent* 2018:1-10.
106. Braian M, Wennererg A. Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent* 2019;122(2):129-36.
107. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Cappare P, Gastaldi G, Gherlone EF. Influence of Intra-Oral Scanner (I.O.S.) on The Marginal Accuracy of CAD/CAM Single Crowns. *Int J Environ Res Public Health* 2019;16(4):544.
108. Kocaagaoglu H, Albayrak H, Sahin SC, Gurbulak AG. Evaluation of marginal adaptation in three-unit frameworks fabricated with conventional and powder-free digital impression techniques. *J Adv Prosthodont* 2019;11(5):262-70.
109. Shimizu S, Shinya A, Kuroda S, Gomi H. The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses. *Dent Mater J* 2017;36(4):402-7.
110. Flugge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 2016;29(3):277-83.
111. Praca L, Pecam FC, Rego RO, Radermacher K, Wolfart S, Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dent Mater* 2018;34(11):280-88.

- 112.Laslandes M, Salas M, Hitzenberg CK, Pircher M. Influence of wave-front sampling in adaptive optics retinal imaging. *Biomed Opt Express* 2017;8(2):1083-100.
- 113.Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, Stellini E. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 2019;63(4):396-403.
- 114.Mohan S, Roulet JF, Abdulhameed N, Rocha M. Transferring Occlusal Anatomy from Worn Temporary Crowns to Zirconium Oxide Crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2020;13(2):15-21.
- 115.Sami T, Goldstein G, Vafiadis D, Absher T. An in vitro 3D evaluation of the accuracy of 4 intraoral optical scanners on a 6-implant model. *J Prosthet Dent* 2020;124(6):748-54.
- 116.Davis TA, Rhodes SC, Hatton JF, Khademi JA. Quantitative Performance Characterization of Radiation Dose for the Carestream CS9600 Cone-Beam Computed Tomography Machine. *J Endod* 2021;47(1):78-87.
- 117.Hassan B, Greven M, Wismeijer D. Integrating 3D facial scanning in a digital workflow to CAD/CAM design and fabricate complete dentures for immediate total mouth rehabilitation. *J Adv Prosthodont* 2017;9(5):381-6.
- 118.Monaco C, Scheda L, Baldissara P, Zucchelli G. Implant Digital Impression in the Esthetic Area. *J Prosthodont* 2019;28(5):536-40.
- 119.Fang Y, Fang JH, Jeong SM, Choi BH. A technique for digital impression and bite registration for a single edentulous arch. *J Prosthodont* 2019;28(2): 519-23.
- 120.Yelamos O, Cordova M, Peterson G, Pulitzer MP, Singh B, Rajadyaksha M, Defazio JL. In vivo intraoral reflectance confocal microscopy of an amalgam tattoo. *Dermatol Pract Concept* 2017;7(4):13-16.
- 121.Bayguinov PO, Oakley DM, Shih CC, Geanon DJ, Joens MS, Fitzpatrick JA. Modern Laser Scanning Confocal Microscopy. *Curr Protoc Cytom* 2018;85(1):1-17.
- 122.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.

- 123.<http://conocimientoslaserdiodes.blogspot.com/2011/04/microscopia-laser-confocal.html>
124. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bomicke W. Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent* 2020;1-7.
125. Kim YH, Jung BY, Han SS, Woo CW. Accuracy evaluation of 3D printed interim prosthesis fabrication using a CBCT scanning based digital model. *Plos One* 2020;15(10):1-19.
- 126.<https://issuu.com/grupotp/docs/dentistamoderno-17>
127. Schlarp J, Csencsics E, Schitter G. Optical scanning of laser line sensors for 3D imaging. *Appl Opt* 2018;57(18):5242-58.
128. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent* 2015;24(5):498-504.
129. Schlenz MA, Schmidt A, Wostmann B, Ruf S, Katharina K. In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas. *Int J Comput Dent* 2019;22(2):131-8.
130. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wostmann B. A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 2016;55:68-74.
131. Marotti J, Broeckmann J, Pekam FC, Praca L, Radermacher K, Wolfart S. Impression of Subgingival Dental Preparation Can Be Taken with Ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2019;45(2):558-67.
132. Eom JB, Ahn JS, Eom J, Park A. Wide field of view optical coherence tomography for structural and functional diagnoses in dentistry. *J Biomed* 2018;23(7):1-8.
133. Garcia-Pardo C, Lugo F, Leon M, Ligeró S, Ruiz JM, Montero J. *Gaceta Óptica* 2015; 12-4.
134. Ho CT, Lin HH, Lo LJ. Intraoral Scanning and Setting Up the Digital Final Occlusion in Three-Dimensional Planning of Orthognathic Surgery: Its Comparison with the Dental Model Approach. *Plast Reconstr Surg* 2019;143(5):1027-36.
135. Blocket C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, y cols. Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac* 2019;1:168-74.

136. O'Toole S, Bartlett D, Keeling A, McBride J, Bernabe E, Crins L. Influence of Scanner Precision and Analysis Software in Quantifying Three-Dimensional Intraoral Changes: Two-Factor Factorial Experimental Design. *J Med Internet Res* 2020;22(11):17150.
137. Russo L, Caradonna G, Troiano G, Salamini A, Guida L, Ciavarella D. Three-dimensional differences between intraoral scans and conventional impressions of edentulous jaws: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2020;123(2):264-8.
138. Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report. *BMC Oral Health* 2018;18(1):134.
139. 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* 2018:1-9.
140. 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.
141. Zhongpeng Y, Tianmin X, Ruoping J. Deviations in palatal region between indirect and direct digital models: an in vivo study. *BMC Oral Health* 2019;27:19(1):11-18.
142. Maeng J, Lim YJ, Kim B, Kim MJ, Kwon HB. A New Approach to Accuracy Evaluation of Single-Tooth Abutment Using Two-Dimensional Analysis in Two Intraoral Scanners. *Int J Environ Res Public Health* 2019;16(6):1021.
143. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent* 2017;117(1):93-101.
144. Kwon M, Cho Y, Kim DW, Kim M, Kim YK, Chang M. Full-arch accuracy of five intraoral scanners: *In vivo* analysis of trueness and precision. *Korean J Orthod* 2021;51(2):95-104.
145. Olivera-Barrios A, Heeren TF, Balaskas K, Chambers R, Bolter L, Tufail A, Egan C, Anderson J. Comparison of true-colour wide-field confocal scanner imaging with standard fundus photography for diabetic retinopathy screening. *Br J Ophthalmol* 2020;104(11):1579-84.

- 146.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.
- 147.Lee SJ, Kim SW, Lee JJ, Cheong CW. Comparison of Intraoral and Extraoral Digital Scanners: Evaluation of Surface Topography and Precision. *Dent J (Basel)* 2020;8(2):52.
- 148.Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 2017;118(1):36-42.
- 149.Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2021;125(2):249-56.
- 150.Cai H, Zhao BC, Tian Y, Kim DH, Sun Y, Lim HK, Lee ES, Jiang HB. Design of a Single-Tooth Model and Its Application in Oral Scan System Assessment. *Scanning* 2021:1-8.
- 151.Alshawaf B, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. *Clin Oral Implant Res* 2018;29(8):835-42.
- 152.Nagy Z, Simon B, Mennito A, Evans Z, Renne W, Vag J. Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC Oral Health* 2020;20(1):97.
- 153.Mou QN, Ji LL, Liy Y, Zhou PR, Han MQ, Zhao JM, y cols. Three-dimensional superimposition of digital models for individual identification. *Forensic Sci Int* 2021:1-6.
- 154.Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22(1):11-19.
- 155.Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod* 2016;46(1):3-12.
- 156.Haddadi Y, Bharami G, Isidor F. Accuracy of Intra-Oral Scans Compared to Conventional Impression in Vitro. *Prim Dent J* 2019;1:8(3):34-38.
- 157.Berrendero S, Salido MP, Ferreiroa A, Valverde A, Pradies G. Comparative study of all-ceramic crowns obtained from conventional and digital impressions: clinical findings. *Clin Oral Investig* 2019;23(4):1745-51.

- 158.Lee KM. Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis. *Prog Orthod* 2018;12:19(1).
- 159.Kim YK, Kim SH, Choi TH, Yen EH, Zou B, Shin Y, Lee NK. Accuracy of intraoral scan images in full arch with orthodontic brackets: a retrospective in vivo study. *Clin Oral Investig* 2021:1-9.
- 160.Kang SJ, Kee YJ, Lee KC. Effect of the presence of orthodontic brackets on intraoral scans. *Angle Orthod* 2021;91(1):98-104.
- 161.Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health* 2019;16(59):829.
- 162.Yoon JH, Yu HS, Choi Y, Choi T, Choi SH, Cha JY. Model Analysis of Digital Models in Moderate to Severe Crowding: In Vivo Validation and Clinical Application. *Biomed Res Int* 2018:1-9.
- 163.Liang YM, Rutchakitprakarn L, Kuang SH, Wu TY. Comparing the reliability and accuracy of clinical measurements using plaster model and the digital model system based on crowding severity. *J Chin Med Assoc* 2018;81(9):842-7.
- 164.Diker B, Tak O. Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence. *J Adv Prosthodont* 2020;12(5):299-306.
- 165.Diker B, Tak O. Accuracy of Digital Impressions Obtained Using Six Intraoral Scanners in Partially Edentulous Dentitions and the Effect of Scanning Sequence. *Int J Prosthodont* 2021;34(1):101-8.
- 166.Revilla-Leon M, Subramanian SG, Ozcan 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;29(2):107-13.
- 167.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. *J Prosthodont* 2021;30(2):157-62.
- 168.Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Ozcan M, Krishnamurthy VR. Intraoral digital scans: Part 2-influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent* 2020;24(5):575-80.
- 169.Imburgia M, Kois J, Marino E, Lerner H, Mangano FG. Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2020;28(3):128-41.

RESUMEN

RESUMEN

El objetivo de la presente investigación fue cuantificar la influencia de diferentes condiciones clínicas en la eficacia y eficiencia de dos escáneres intraorales. *Metodología:* Se realizó un set-up virtual con fabricación de 6 modelos estereolitográficos con condiciones clínicas controladas de apiñamiento e inclinación molar (n total: 1800).

Se establecieron 6 grupos: **G1:** 2 mm de apiñamiento; **G2:** 4mm de apiñamiento; **G3:** 7mm de apiñamiento; **G4** inclinación molar de 0 grados; **G5** con inclinación molar de 15°; y **G6** con inclinación molar de 30°.

Adicionalmente se realizaron los escaneados con los dos sistemas de escaneo intraoral (*3Shape TRIOS®* e *ITERO®*). en diferentes condiciones de luz: 0/1800/3600 luxes.

Para evaluar la eficacia y eficiencia del escaneo se analizaron las siguientes medidas: *número de imágenes/tiempo de escaneo/fallos en el escaneo y volumen no detectado.*

Las mediciones fueron realizadas por un operador independiente. La normalidad y homogeneidad de las variables se comprobaron mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Por tanto, las variables utilizadas para la evaluación de la eficacia y la eficiencia (número de imágenes, tiempo de escaneo, fallos de escaneo, fallos durante el escaneo y volumen no detectado) se evaluaron mediante la prueba Kruskal- Wallis, y la prueba U de Mann-Whitney. El nivel de significación estadística se estableció en un valor de p menor a 0,05 ($p < 0,05$)

Resultados: Los resultados ponen de manifiesto que la cantidad de apiñamiento y la inclinación del molar adyacente a la brecha afectan significativamente ($p < .05$) la eficacia y eficiencia del escaneo [*número de imágenes/tiempo de escaneo/fallos del escáner/volumen no detectado*] con el sistema *ITERO* y *3Shape TRIOS®*; requiriendo menor número de imágenes pero mayor tiempo de escaneo el sistema *TRIOS®* en los grados de apiñamiento 4 y 7 mm. Asimismo, el sistema *TRIOS®* tiene una menor pérdida de volumen escaneado comparativamente al sistema *ITERO®* en cualquier condición de apiñamiento. En relación a la inclinación molar, la eficacia y eficiencia se ve alterada, ya que el sistema *TRIOS®* comete menor número de fallos de escaneo en los distintos grados de severidad de la inclinación tiene una menor pérdida de volumen escaneado comparativamente al sistema *ITERO®* en cualquier condición de inclinación e iluminación ambiente ($p < 0.05$). Las condiciones de luz afectan de modo estadísticamente

significativo a la eficacia y eficiencia del escaneado con los sistemas ITERO® y TRIOS®.

Por tanto, la severidad del apiñamiento y el aumento de inclinación molar son condiciones clínicas críticas para la precisión y calidad del escaneado intraoral. Asimismo, factores externos como la iluminación del entorno, afecta la eficacia y eficiencia del escaneado, siendo el sistema *ITERO*® más sensible a cambios de luz ambiente externa que el *3Shape TRIOS*®.

ABSTRACT

The research aims at quantifying the efficacious and effective influence of different clinical conditions of two scanners.

Here we performed a virtual set-up with six stereolithographic models with controlled clinical conditions that included crowding and inclined mandibular molar (N: 1800). Six different crowding groups were established: **G1** -2 mm, **G2** - 4mm, **G3** - 7mm, **G4** – 0° molar inclination, **G5** -15° molar inclination, and **G6** - with a molar inclination of 30°. Additionally, two intraoral scanning systems were used (3Shape TRIOS® and ITERO ®) lighting conditions: 0/1800/3600 lux.

The following measures were analyzed to evaluate the effectiveness and efficiency of the scanning: number of images, scanning time, scanning failures and undetected volume. Measurements were made by an independent operator. The standard and homogenous variables were tested by the Kolmogorov-Smirnov test. Therefore, the variables used for the evaluation of efficacy and efficiency (number of images, scanning time, scanning failures and undetected volume) were assessed by the Kruskal -Wallis and the Mann–Whitney U tests. The statistical significance was established at lower p-value than 0.05 ($p < 0.05$)

Results: The finding suggests that the effectiveness and efficiency of the scan (number of images, scanning time, scanner failures, volume not detected) with the systems mentioned hereinabove are affected significantly by the amount of crowding and the inclination of the molar adjacent to the gap ($p < .05$). Hence, fewer images and longer scanning time in crowding degrees 4 and 7 mm. are required by the TRIOS® system. Also, the TRIOS® system has a lower loss of scan volume compared to the ITERO®

system in any crowded condition. Regarding the molar inclination, the effectiveness and efficiency is altered, since the TRIOS® system makes fewer severe inclination scanning errors which leads to

a lower loss of scanned volume compared to the ITERO® system in any inclination conditions and ambient lighting ($p < 0.05$). Lighting conditions statistically influences the effectiveness and efficiency of scanning with ITERO® and TRIOS® systems.

Therefore, severe crowding and inclination of molar are critical clinical conditions that affect the precision and quality of scanning intraoral. External factors, such as the surrounding lighting, influence the effectiveness and efficiency of the scan, whereas *ITERO*® system is more sensitive to changes in external ambient lighting conditions than *3Shape TRIOS*®.

ANEXOS

ANEXO I. ABREVIATURAS.

Durante el presente estudio de investigación para optar al grado de Doctor, se han utilizado términos españoles a ingleses en cuanto a abreviatura se refiere, de acuerdo en lo descrito y empleado en la literatura científica.

CAD-CAM: Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing

G1: Modelo de apiñamiento de 2 mm

G2: Modelo de apiñamiento de 4 mm

G3: Modelo de apiñamiento de 7 mm

G4: Modelo de inclinación molar de 0 grados

G5: Modelo de inclinación del segundo molar de 30 grados

G6: Modelo de inclinación del segundo molar de 15 grados

L: Luxes

MPa: Fuerza por unidad de superficie.

OCT: *Optical coherent tomography*

STL: *Standard Tessellation Language*

μm^3 : Micra cúbica

ANEXO II. PUBLICACIÓN

Publicación de artículo en el Journal of Personalized Medicine (D1,Q1) “Impact of intraoral and extraoral clinical variables on the precision and efficiency of intraoral scanning”



Article

Personalized Dental Medicine: Impact of Intraoral and Extraoral Clinical Variables on the Precision and Efficiency of Intraoral Scanning

César Martínez-Rodríguez¹, Junco-Plana Patricia¹, Ortega-Aranegui Ricardo² and Iglesias-Linares Alejandro^{3,4,*}

- ¹ Section of Post-Graduate Orthodontic, Faculty of Odontology, University Complutense of Madrid, 28001 Madrid, Spain; CESMARTINEZRODRIGUEZ@gmail.com (C.M.-R.); patalex71@hotmail.com (J.-P.P.)
 - ² Head Radiological Department, School of Dentistry, University of Madrid, 28001 Madrid, Spain; ricardoortega@odon.ucm.es
 - ³ BIOCRAN (Craniofacial Biology) Research Group, Complutense University, 28001 Madrid, Spain
 - ⁴ Full Professor of Orthodontics, Associate-Dean for Research, Complutense University of Madrid. Plaza Ramón y Cajal sn, 28001 Madrid, Spain
- * Correspondence: aleigl01@ucm.es; Tel.: +34-636-705-246

Received: 23 July 2020; Accepted: 12 August 2020; Published: 17 August 2020



Abstract: (1) Objectives: The aim is to measure the influence of different intraoral (crowding and molar inclination) and extraoral (surface material and ambient light) conditions on the efficacy and efficiency of intraoral scanning. (2) Methods: In a controlled in vitro experimental study, the samples were divided into six groups showing two types of intraoral conditions—lower incisor crowding (groups 1–3) and lower molar mesial tipping (groups 4–6). Each modified model was replicated using three types of materials with different light-absorption properties ($n = 18$ models). Each sample was scanned 30 times at light intensities of 0.0, 1800, or 3600 lx, yielding 3240 scans. Scanning efficiency (digital acquisition; scanning chair-time; and scanning failures) and scanning efficacy (undetected volume) were assessed using virtual superimpositions and Mecano Equate software. The intra- and interobserver error and reliability of the method were calculated and data analyses were performed using the t -test, paired t -test, and one-way analysis of variance ($p < 0.05$). (3) Results: Digital acquisition was influenced by the degree of crowding and molar inclination ($p < 0.05$). The scanning surface material affected the efficacy and efficiency, which were lower with a calcium sulfate hemihydrate A modified compound scanning surface ($p < 0.05$). Higher intensities of ambient light in the scanning room were associated with reduced scanning efficacy ($p < 0.05$). Moreover, the scanner showed greater amounts of undetected volume as the degrees of crowding and mesial tipping of the lower second molar increased over 25° , with mean error values of 0.97 mm^3 and 1.12 mm^3 , respectively. (4) Conclusions: For scanning procedures employing digital acquisition, differences in the degrees of crowding and mesial tipping of the lower second molar, scanning surface material, and external light source intensity influence the efficacy and efficiency of the scanning procedures, scanning chair-time, scanning failures, and undetected volume.

Keywords: scanners; orthodontics; malocclusion; digital acquisition

1. Introduction

Intraoral scanners, one of the latest advancements in digital dentistry, have emerged as an alternative to conventional impressions that allow the development of complementary diagnostic tools and therapeutic procedures based on a digital workflow [1]. It has been shown [2] that intraoral scanning offers various advantages such as a more comfortable diagnostic record for the patient in

10. Mennito, A.S.; Evans, Z.P.; Lauer, A.W.; Patel, R.B.; Ludlow, M.E.; Renne, W.G. Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2018**, *30*, 113–118. [[CrossRef](#)]
11. Kang, S.Y.; Park, J.H.; Kim, J.H.; Kim, W.C. Three-dimensional trueness analysis of ceramic crowns fabricated using a chairside computer-aided design/manufacturing system: An in vitro study. *J. Prosthodont. Res.* **2020**, *64*, 152–158. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Park, J.M.; Kim, R.J.; Lee, K.W. Comparative reproducibility analysis of 6 intraoral scanners used on complex intracoronal comparisons. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *123*, 113–120. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Rhee, Y.K.; Huh, Y.H.; Cho, L.R.; Park, C.J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J. Adv. Prosthodont.* **2015**, *7*, 460–467. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Mutwalli, H.; Braian, M.; Mahmood, D.; Larsson, C. Trueness and precision of three-dimensional digitizing intraoral devices. *Int. J. Dent.* **2018**, *2018*, 1–10. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. 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*, 85–95. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Yoon, J.H.; Yu, H.S.; Choi, Y.; Choi, T.H.; Choi, S.H.; Cha, J.Y. Model analysis of digital models in moderate to severe crowding: In vivo validation and clinical application. *BioMed Res. Int.* **2018**, *2018*, 8414605. [[CrossRef](#)]
17. Abduo, J.; Elseyoufi, M. Accuracy of intraoral scanners: A systematic review of influencing factors. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* **2018**, *26*, 101–121. [[CrossRef](#)]
18. Kim, R.J.; Park, J.M.; Shim, J.S. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 895–903. [[CrossRef](#)]
19. Ting-Shu, S.; Jian, S. Intraoral digital impression technique: A review. *J. Prosthodont.* **2015**, *24*, 313–321. [[CrossRef](#)]
20. Revilla-León, M.; Jiang, P.; Sadeghpour, M.; Piedra-Cascón, W.; Zandinejad, A.; Ozcan, M.; Krishnamurthy, V.R. Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J. Prosthet. Dent.* **2019**. [[CrossRef](#)]
21. Arakida, T.; Kanazawa, M.; Iwaki, M.; Suzuki, T.; Minakuchi, S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intraoral scanner. *J. Prosthodont. Res.* **2018**, *62*, 324–329. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Rodriguez, J.M.; Curtis, R.V.; Bartlett, D.W. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent. Mater.* **2009**, *25*, 500–505. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).