

Carlos Álvarez González

**EVALUACIÓN “*IN VITRO*” DE LA PRECISIÓN
DE SCAN BODIES CON DIFERENTES GEOME-
TRÍAS EN LAS IMPRESIONES DIGITALES PARA
LA CONFECCIÓN DE ESTRUCTURAS PARA
PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES”**

Agradecimientos

A Emilio, Pablo y Ana, unos auténticos titanes que se han armado de paciencia para poder aguantarme y llevar todo esto a cabo.

A mi familia, por su incansable apoyo en todas las empresas que me pongo por delante.

ÍNDICE.

ÍNDICE.

1.	<u>JUSTIFICACIÓN</u>	11
2.	<u>MARCO TEÓRICO.</u>	15
	2.1. INTRODUCCIÓN Y FLUJO DE TRABAJO.	17
	2.2. FUNCIONAMIENTO DEL IOS.	20
	2. 2.1. Aplicaciones clínicas del IOS.	25
	2.3. TIPOS DE ESCÁNERES.	28
	2. 3.1. EXTRAORALES.	28
	2.3.1.1. Ópticos: luz estructurada y láser.	28
	2.3.1.2. Mecánicos o táctiles.	29
	2. 3.2. INTRAORALES.	29
	2.3.2.1. De tecnología fotográfica.	29
	2.3.2.2. De tecnología de video.	30
	2. 3. 3. TRIOS ®	30
	2. 3. 4. CEREC OMNICAM Y PRIMASCAN®	33
	2.4. PARÁMETROS DEL ESCANEADO.	34
	2. 4.1. EXACTITUD (ACCURACY)	34
	2.4.2 PRECISIÓN (PRECISSION)	34
	2. 4.3. RESOLUCIÓN (RESOLUTION)	35
	2. 4.4. Problemas derivados de una baja exactitud y resolución en el escaneado de implantes.	38
	2. 4.5. Métodos para medir la exactitud y resolución de la prótesis.	39

2.5. IMPRESIONES CON IOS EN IMPLANTES: EL “SCAN BODY”.	40
2. 5.1. Partes de un “Scan Body”.	41
2. 5.2. Tipos de “Scan Body”.	42
2. 5.3. Factores del Scan Body que pueden influir en un correcto escaneado.	46
2.5.3.1. Otros factores ajenos al Scan Body que influyen en el escaneado.	48
2. 5.4. Nuevo flujo de trabajo con los Scan Body.	49
2.6. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA IMPRESIÓN ÓPTICA CON SCAN BODIES.	50
3. <u>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.</u>	53
4. <u>OBJETIVOS.</u>	58
4.1. OBJETIVO PRINCIPAL.	60
4.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS.	60
4.3 HIPOTESIS PRINCIPAL.	61
4.4 HIPÓTESIS SECUNDARIAS.	61
5. <u>MATERIAL Y MÉTODO.</u>	63
5.1. TAMAÑO MUESTRAL.	65
5.2 MODELO DE ESTUDIO.	65
5.3 ESCÁNERES UTILIZADOS.	66
5.4 SCAN BODIES UTILIZADOS	67
5.5 CAPTURA DE DATOS	68
5.6 MÉTODO PARA LA EVALUACIÓN DE LA	

EXACTITUD DE LOS DIFERENTES ESCANEADOS.	69
5.6.1. Distancia entre los centros de los planos de los 6 implantes.	69
5.6.2. Ángulo entre los ejes de inserción de los 6 implantes.	70
5.6.3. Altura proyectada de los 6 implantes entre si.	71
5.7. Establecimiento del grupo control.	71
6. <u>RESULTADOS.</u>	75
6.1. Análisis global de datos.	77
6.1.1. Errores en distancia.	77
6.1.2. Errores en ángulo.	77
6.1.3 Errores en altura proyectada.	81
6.2 Análisis de datos según distancia, altura y angulación por posición y grupos de implantes.	82
6.2.1. Errores en distancia por grupos.	84
6.2.2 Errores en ángulo por grupos.	85
6.2.3 Errores en altura proyectada por grupos.	86
6.3 Análisis de datos según el escáner utilizado.	88
6.4 Análisis de datos según el scan body utilizado.	89
6.4.1 Errores en distancia.	89
6.4.2 Errores en ángulo.	91
6.4.3 Errores en altura proyectada.	93
6.5 Análisis de datos según el operador.	95
7. <u>DISCUSIÓN.</u>	98
7.1. Discusión de la metodología.	100
7.2. Discusión de los conceptos y valores estudiados.	106
8. <u>CONCLUSIONES.</u>	110
9. <u>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>	114
10. <u>ANEXOS</u>	135

1. JUSTIFICACIÓN

Las pérdidas dentarias pueden producir alteraciones funcionales y estéticas en la cavidad oral, por ello, esos espacios edéntulos han de restaurarse mediante prótesis dentales.

En cuanto a prótesis dentales, la implantoprótesis se ha convertido en una alternativa a la prótesis convencional.

La confección de dichas prótesis se ha realizado a lo largo de muchos años, mediante técnicas analógicas en las que, a pesar de la deformación de los materiales de impresión y la expansión de los modelos dentales, han demostrado ser eficaces en la práctica clínica; resultando críticas por la necesidad de obtener estructuras pasivas (1)

Con ayuda de la tecnología se han ido desarrollando flujos de trabajo que buscan agilizar el trabajo, reducir costes y mejorar la precisión, estandarizar el proceso y volverlo predecible. (2)

Con la intención de conocer más sobre la precisión nos planteamos estudiar la influencia del diseño y geometría de los elementos que intervienen en este proceso, en términos de repetibilidad y reproducibilidad, utilizados en la odontología digital para la confección de estructuras para implantoprótesis pareciendo que están por lo tanto destinadas a desplazar los protocolos puramente analógicos.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. INTRODUCCIÓN Y FLUJO DE TRABAJO

En odontología, para la realización de una rehabilitación protésica, es imperativo el realizar una impresión intraoral.

Dichas impresiones, servirán para elaborar un diagnóstico, planificar el tratamiento y para la posterior confección de la prótesis, lo que se denomina flujo de trabajo.

Las impresiones tradicionalmente se han venido realizando con materiales como alginatos, siliconas o poliéteres en cubetas prefabricadas o individualizadas, procedimiento que actualmente, se sabe, que genera errores en la elaboración de la prótesis, por parte de la impresión tanto por la parte del laboratorio(1, 2), por lo que desde hace ya varias décadas se han venido desarrollando alternativas a este procedimiento.

Entre 1971 y 1983, el Dr. François Duret, considerado el “Padre de la odontología CAD/CAM” , introdujo en el flujo de trabajo, la tecnología CAD/CAM, patentando en 1984 el sistema “Sopha”.(3, 4)

Las siglas CAD significan Computer-Aided Design (Diseño asistido por ordenador) y CAM o Computer-Aided Manufacturing (Fabricación asistida por ordenador).

Anteriormente el técnico de laboratorio se veía obligado a realizar la prótesis de manera exclusivamente analógica, ahora un ordenador puede utilizarse ya sea en la fase de proyección o diseño (Computer Aided Design) o en la fase de confección (Computer Aided Manufacturing) de la misma prótesis.

Este tipo de flujo de trabajo en el que se combina lo analógico y digital, es el mas utilizado, según evidencia el estudio de Ferrari et al.(5)

El desarrollo de la tecnología CAD/CAM se basa en tres fases fundamentales (6-8):

-Registro de datos: obtención de un modelo maestro virtual, obtenido con la utilización de un escáner intraoral en clínica o extraoral en el laboratorio que obtiene la información sobre un modelo en yeso, tras el positivado de la impresión dental tradicional. (**Fase CAD**)

-Elaboración de datos. (**FASE CAD**)

-Fabricación de la prótesis (**Fase CAM**) tras el diseño sobre el modelo virtual.

En la mayor parte de los casos, el proceso de fabricación (CAM) es de tipo sustractivo (la manufacturación viene obtenida de un bloque de material prefabricado), aunque también hay metodologías de tipo aditivo (Impresoras 3D, sinterización láser) que cada vez son mas utilizadas.

Los sistemas mas conocidos en laboratorio se podrían clasificar en tres tipos:

1- El laboratorio escanea y fresa el trabajo: sistemas **CAD/CAM** (ej.: Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics),

2- Sistemas **CAD** donde el laboratorio sólo realiza el escaneado (ej: D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirbach; Activity 850 3D, Smart Optics)

3- Sistemas **CAM**, en los cuales solo hay una unidad de fresado (ej: DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schütz Dental; S2 Model, vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach).

Actualmente, la investigación de tecnologías y materiales, han permitido una reducción de tiempo y coste, así como un aumento de los estándares de calidad, respecto a los métodos tradicionales (9, 10), disponemos de otros sistemas como los escáneres intraorales (IOS) para la toma de impresiones mas precisas, eficientes y mejor toleradas por parte del paciente. (11)

Los escáneres intraorales se definen como dispositivos que registran una impresión digital directa del medio oral, emitiendo un haz de luz y captando su retorno.

Fueron ideados en los años 80 por el Dr Werner Mörmann (12) y presentan dos componentes.

- El software contenido en un ordenador.
- El hardware que consiste en la cámara con la que registramos el campo operatorio.

Los escáneres intraorales en el mercado son numerosos. Las casas producen continuamente nuevos dispositivos, siendo difícil para el odontólogo medio estar al corriente en cada momento de las tecnologías presentes.

Al mismo tiempo los softwares de los escáneres se actualizan constantemente, cambiando también las prestaciones, (Fig. 1) siendo necesario conocer las características fundamentales que presentan para poder elegir el más apropiado.



Fig 1: Sistema “Sopha”(1984) y Sistema Cerec (2017)

La precisión de este flujo de trabajo (Fig. 2) se ha venido analizando “in vitro” desde los años 90, dando resultados nada homogéneos. (13) Desde estudios en los que desconocía la influencia cada una de la fase en los resultados finales. (14) hasta los que determinaban que de un error de 0’1mm: 0’001mm se debían al software, 0’021 al IOS y 0’098mm al proceso de elaboración, demostrando que la fase CAM era más crítica que la CAD en la minimización de errores. (15)

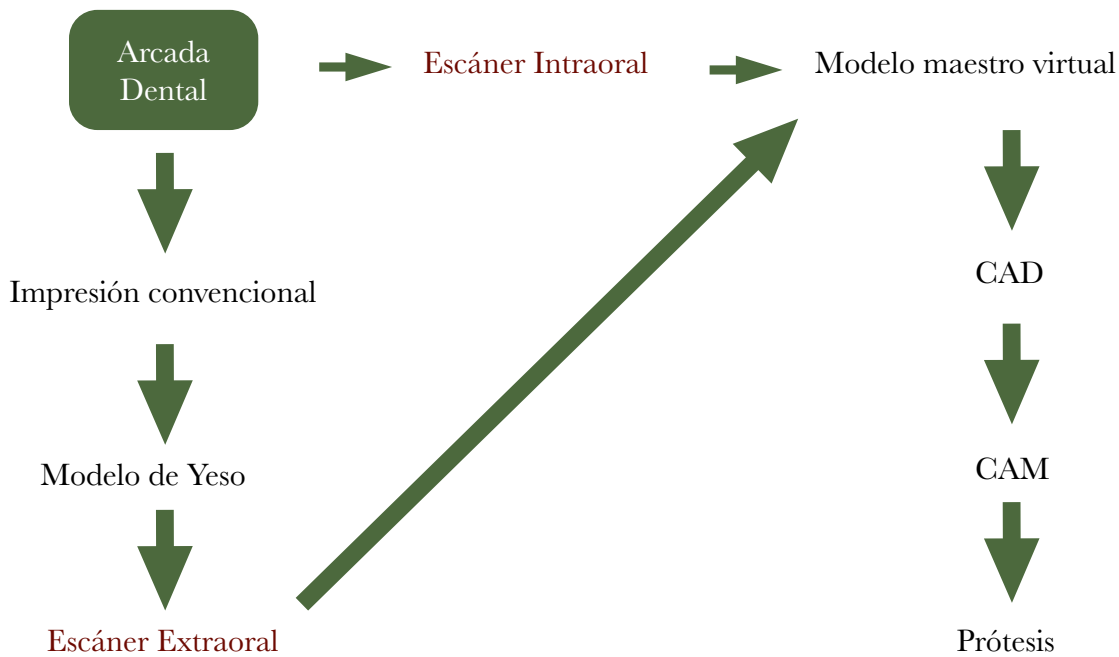


Fig.2: El modelo maestro virtual obtenido para la elaboración CAD/CAM de la prótesis puede ser obtenido directamente del escaneado de la arcada dental o del modelo en yeso.

2.2 FUNCIONAMIENTO DEL IOS.

Un escáner es un dispositivo similar a una cámara fotográfica con el añadido de que el escáner (hardware) recoge en las imágenes que capta, la disposición espacial de cada punto del objeto. Normalmente se requieren varios escaneos, ya que uno no es suficiente para registrar todo el objeto, posteriormente se extrapolan a un sistema de referencia de coordenadas común, uniéndolos todos para obtener el modelo virtual del objeto, a esto se le denomina “alineamiento”.

El paso de un objeto real a uno virtual, es posible por que el escáner transforma la señal que recibe reflejada en el objeto en datos.

Las señales que recibe el escáner no son mediciones de una superficie de forma continua, sino que constituyen un acúmulo de registros en los tres planos del espacio (x,y, z) o “nube de puntos”, a través de la cual el software constituye una “malla poligonal” del modelo digital 3D, a este proceso se llama “reconstrucción” o “interpolación”.

Por lo tanto la “nube de puntos”, no es más que una copia virtual del objeto compuesta por puntos. (Fig. 3)

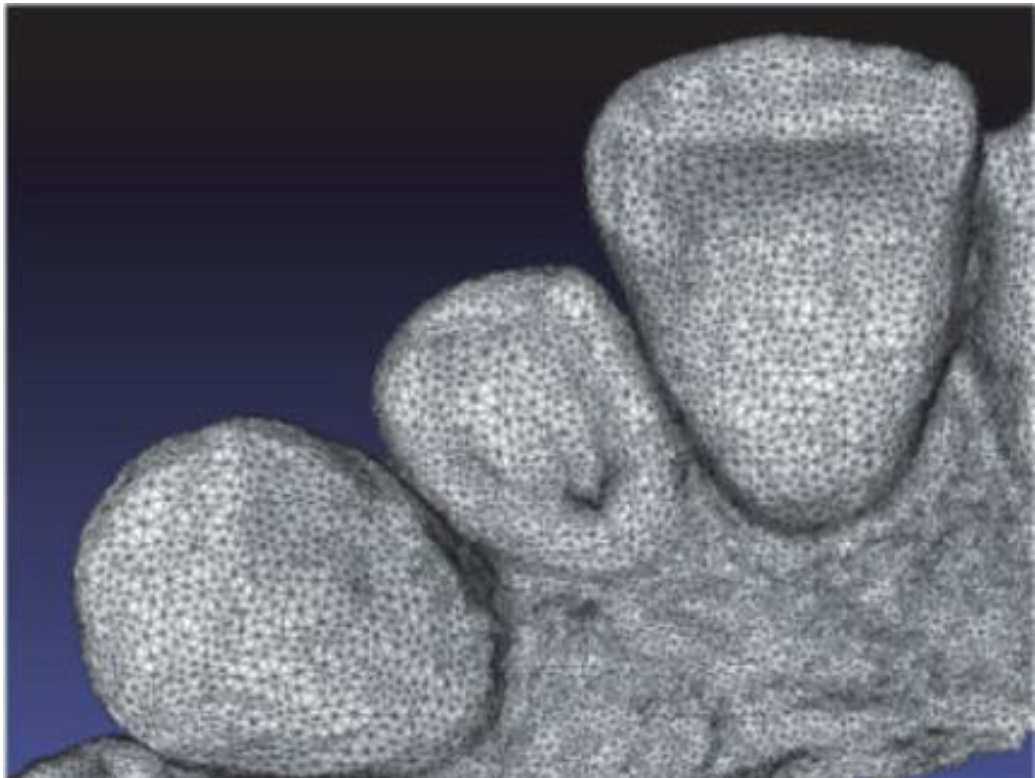


Fig. 3. Nube de puntos y reconstrucción.

Esos puntos se unen formando triángulos y estos a su vez se unen generando una “malla poligonal” (Fig. 4) en la que los más pequeños corresponden a las superficies curvas y los grandes polígonos a las superficies planas. (16)

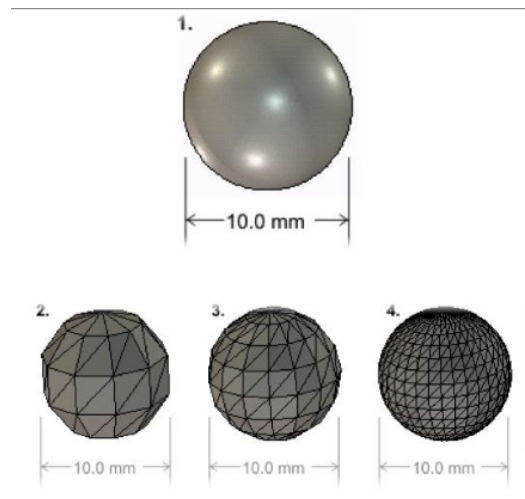


Fig. 4 Distintas mallas poligonales generadas conectando nubes de puntos.

La precisión de los escáneres depende de la densidad de la “nube de puntos”, a mayor cantidad de polígonos, mayor precisión. (16)

Es decir, se realiza una aproximación probable del espacio que hay entre esos puntos.

Esto en la práctica supone que en espacios muy cerrados o poco accesibles para ser escaneados, el software va a unir puntos quedando el modelo virtual por dentro de los ángulos de ese espacio escaneado. Cuanto mayor sea el número de puntos escaneados en ese espacio, menos errores se interpolarán al modelo virtual.

Todos los escáneres intraorales funcionan gracias a la tecnología óptica sin contacto con el objeto, como la microscopía confocal (Trios-Shape), la tomografía óptica (E4D D4D Technologies LLC), La triangulación activa (CEREC BLUECAM-SIRONA), la interferometría en el (DPI-3D-Dimensional Photonics International Inc.) (17), El Active Wavefront Sampling (TrueDefinition scanner- LAVA 3M), es un escáner que posee más de una de esas tecnologías para minimizar la distorsión del escaneado intraoral derivado de la translucidez o reflejo lumínico de las superficies o los inevitables movimientos entre los objetos. (18)

Los escáneres intraorales registran imágenes fijas (Cerec Bluecam; E4D) o en video (Trios; TrueDefinition Scanner).

En el primer caso las imágenes fijas se entrelazan en el software para reconstruir “la malla poligonal” y el proceso de refinamiento viene al terminar el registro y generalmente requiere un tiempo. Si por el contrario los datos que se registran a través de un video, el objeto tridimensional viene inmediatamente visualizado y el proceso es normalmente más rápido.

Para una mayor rapidez de escaneado, los escáneres que registran en video son los preferidos a la hora de escanear arcadas completas, como en el caso de la ortodoncia o para los casos protésicos complejos.

De todas formas es importante señalar que todos los escáneres intraorales hoy disponibles en el mercado “registran lo que ven”.

La impresión óptica no posee por lo tanto, la posibilidad de gestionar los tejidos blandos, la presencia de fluidos (sangre, saliva y líquido crevicular) puede alterar la calidad de la impresión, exactamente como ocurre en la impresión tradicional.

Algunos escáneres requieren que la superficie a escanear sea “revestida” previamente por un estrato de polvo (TrueDefinition Scanner, Cerec BlueCam) (19).

Las partículas de polvo presentes sobre la superficie forman un “pattern” reconocible por el software de elaboración, que consigue sobreponer más fácilmente las imágenes sucesivas desarrollando un proceso de registro más rápido. Esto es sobretodo útil en superficies reflectantes como pueden ser las metálicas presentes en el interior de la cavidad oral.

La desventaja de este polvo, es que resulta algo dificultoso de aplicar para el clínico y desagradable para el paciente, incluso eventuales acúmulos de polvo sobre alguna zona pueden provocar errores de lectura que pueden ser arrastrados hasta la fabricación de la prótesis.

También podría quitarse el polvo de la superficie al contacto con el escáner o la lengua o diluirse en la saliva, obligando a limpiar toda la zona para volver a colocar el polvo.

El tipo de archivos que se generan con el escáner y que podrán trabajarse con el software CAD es de extrema importancia.

Existen sistemas cerrados que permiten únicamente ser modificados con el software del equipo y otros que son abiertos, en los que un archivo .STL (Standard Tessellation Language) (transmite información de superficie) o de tipo .OBJ, .PLY . (los cuales también indican color o textura) son compatibles con diversos software, lo que representa una gran ventaja para el laboratorio. (20)

Las dimensiones del escáner intraoral son importantes para el confort del paciente y para la maniobrabilidad por parte del operador.(fig. 5)

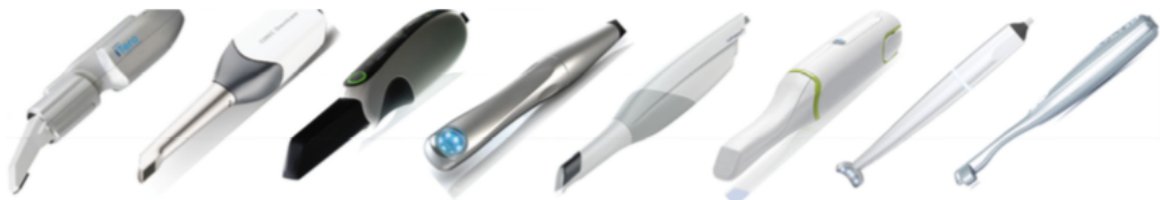


fig.5. Diferentes cámaras de escáneres intraorales.

La tendencia de las casas comerciales es la de fabricar instrumentos cada vez mas similares a los que el odontólogo utiliza rutinariamente.

En el momento de elegir el escáner intraoral, las dimensiones de la cámara son una característica a considerar. Además de las dimensiones, se necesita también considerar si el escáner intraoral puede unirse a un ordenador personal o si necesita una consola propia.

Algunos escáneres pueden ser fácilmente transportados (Trios-Shape, CS3500-Carestream) y otros son, por el contrario, algo más complejos y delicados de transportar (True-Definition Scanner-M, iTero Element-Cadent Ltd).

Finalmente, es importante conocer que hay estudios que señalan que determinados escáneres no cumplen los estándares de calidad para todas las indicaciones aunque en las últimas generaciones los IOS son más versátiles y polivalentes con cada vez más aplicaciones clínicas. (19).

2.2.1 Aplicaciones clínicas del IOS:

Como ya se ha evidenciado en la introducción, la impresión óptica no debe ser vista como un procedimiento en sí mismo, sino como el primer paso de un nuevo método para la terapéutica protésica: El Flujo Digital. (21)

El primer sistema de escaneado intraoral, que trasladaba datos escaneados a un software CAD para una posterior elaboración fresada CAM fue el sistema CEREC. El sistema era inicialmente ideado para la fabricación de incrustaciones de cerámica feldespática directamente en la clínica, consiguiendo elaborar la prótesis en el mismo día.

El escaneado intraoral, el diseño CAD y la manufacturación CAM han eliminado todo procedimiento de toma de impresión tradicional, vaciado del modelo en yeso y fabricación con metodología tradicional, asociado a problemas como variaciones dimensionales, separación del material de impresión de la cubeta, etc (22).

Pero es obvio que este procedimiento asistido por ordenador presenta limitaciones:

No existiendo un modelo maestro sólido, el ajuste de los márgenes, oclusión y puntos de contacto solo puede ser realizado en boca, en el momento de la prueba o de su colocación.

La introducción en el mercado de nuevos materiales, particularmente, la circona, han generado un crecimiento exponencial de la utilización de tecnologías CAD/CAM, no solo sobre dientes naturales, sino también sobre implantes osteointegrados (23).

El principal problema ligado al flujo totalmente digital ha sido la ausencia de soporte físico para la elaboración de la misma prótesis, es decir un modelo maestro.

Tal obstáculo ha sido solventado con la aparición en el mercado de los modelos estereolitográficos suficientemente precisos para poder sustituir a su homólogo tradicional.(24)

Otro problema, fue la sustitución del pilar convencional para impresión sobre implantes, sustituido por un componente específico llamado Scan Body o Scan Abutment, que gracias a sus características, permite al software de modelación o diseño de la prótesis, posicionar con precisión la plataforma implantaria en el modelo virtual, tal como viene la inserción de un análogo de laboratorio en un modelo maestro tradicional.

En el caso de la restauración del implante unitario, el procedimiento completamente digital resulta mas eficiente, con ahorro de tiempo por parte del clínico y es mejor tolerado por parte del paciente. (25)

En cuanto a la posibilidad de elaborar prótesis sobre implantes para arcada completa, tradicionalmente se realiza el arrastre de los transfers ferulizados a través del F.R.I. (férula rígida de impresión), dicha técnica es la que ha dado mejores resultados, pero en implantes no paralelos pueden generar tensiones que modifiquen la impresión o incluso imposibiliten su remoción de la boca del paciente. (33-26)

Esta técnica, a día de hoy se enfrenta al escaneado digital que ha sido largamente cuestionado, ya que la superficie del área escaneada incrementa el riesgo de errores debido a la acumulación de los mismos, especialmente en la mandíbula, como fue demostrado en arcadas dentadas a causa de falta de anatomía y similitud de la morfología de los Scan Bodies (34-38). Su individualización tridimensional es compleja, pero ello no quita que según la literatura, la impresión óptica sea menos precisa que las técnicas convencionales. (39)

Salvo en los estudios analizados de 4-6 implantes, la precisión fue medida en diferentes escenarios clínicos, con implantes distribuidos homogéneamente en el maxilar o en la mandíbula o en la zona interforaminal. La distancia al implante más distal fue la causa principal de inexactitudes, ya que se van acumulando errores desde el principio del escaneo y

por ello, también por lo general la parte mas mesial del escaneado es más exacta y precisa que la distal. (40-42)

Además, si la arcada presenta tejidos blandos móviles, el escaneado intraoral es más difícil respecto a la impresión convencional. (43).

La impresión óptica de arcadas edéntulas para prótesis removibles, de momento es desaconsejada, ya que los tejidos blandos, al ser móviles, no pueden reproducirse de una manera eficaz. (44)

Por último, para realizar un correcto escaneado con el IOS, se debe realizar un movimiento fluido y a la misma distancia de la superficie (10-20mm aprox), comenzando desde las caras oclusales, seguidas de las vestibulares y finalizando con las linguales. (45) siempre utilizando lo que se conoce como “estrategia de escaneado único”, es decir escaneado únicamente con los scan bodies posicionados sobre los implantes, no siendo necesario otro escaneado previo sin ellos o al provisional. (46)

2.3. TIPOS DE ESCÁNERES:

2.3.1. EXTRAORALES (EO)

2.3.1.1 ÓPTICOS: LUZ ESTRUCTURADA Y LÁSER.

-DE LUZ ESTRUCTURADA:

Utilizan el reflejo de un haz de luz proyectado al objeto para reconstruir geoméricamente un objeto.

El brillo o color del objeto puede distorsionar el escaneado, por lo que hay que utilizar un spray de polvo (óxido de titanio) con el que rociar el modelo.

-DE LUZ LÁSER:

Proyecta una línea de luz láser sobre la superficie y una cámara mide por triangulación la distancia a la que se sitúa. (fig. 6)

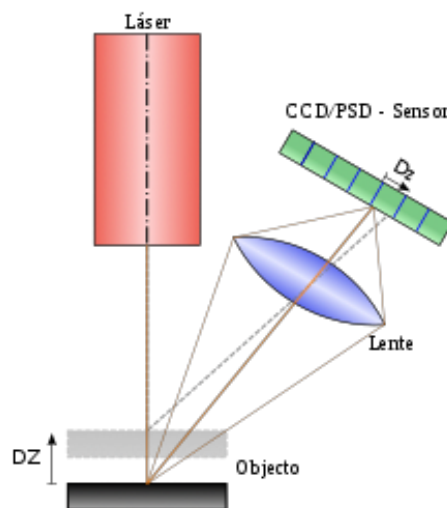


Fig.6. Proyección y captación de láser.

2.3.1.2 MECÁNICO O TÁCTIL:

A través de un palpador logra posicionar espacialmente puntos, que posteriormente mediante un software generan planos.

Es muy preciso pero no es capaz de medir espacios muy cerrados. (Fig. 7)

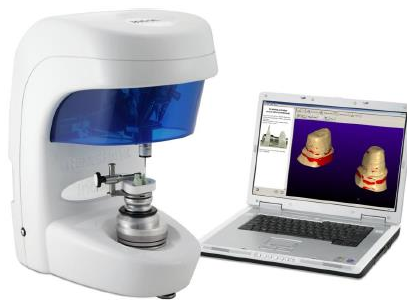


Fig. 7. Escáner táctil Renishaw. DS10 2013 185G29

2.3.2- INTRAORALES (IO)

2.3.2.1 ESCÁNER DE TECNOLOGÍA FOTOGRÁFICA (iTero y TRIOS (3Shape, Copenhagen; Denmark)):

Necesitan sobrepasar varias veces la zona a escanear para captar toda la información.

En cada imagen captada, se registra la distancia de cada punto del objeto.

Estos datos escaneados, se proceden a “alinear” para obtener el modelo del objeto. (Fig. 8)

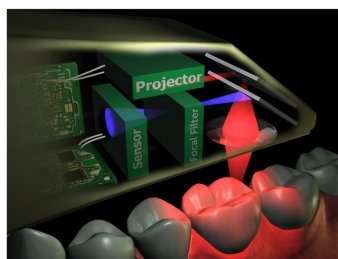


Fig. 8. Escaneado fotográfico.

2.3.2.2- ESCÁNER DE TECNOLOGÍA DE VÍDEO (Cerec Omnicam ® (Sirona)):

Graba las áreas escaneadas. (Fig. 9)

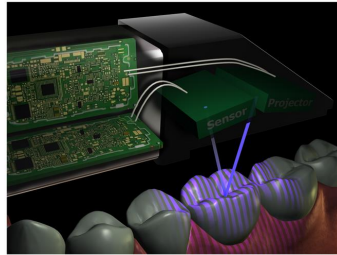


Fig. 9. Escaneado en video.

De entre todos estos escáneres, destacamos dos:

2.3.3 *TRIOS (3Shape, Copenhagen; Denmark):*

El escáner Trios apareció en el mercado dental en el 2010, funciona según el principio de la microscopía confocal.

En los modernos microscopios confocales, el haz de luz de un láser viene proyectado convergentemente desde la lente de la cámara a un punto exacto y pequeño de la superficie. El mismo punto, atraviesa un sistema de espejos oscilantes y viene trasladado a través de todo el campo visual del objetivo, efectuando un escaneado completo de todo el plano focal.

El sistema Trios posee un rápido movimiento del plano focal de la lente, adquiriendo una serie de imágenes bidimensionales (2D); analizando el enfoque de tales imágenes, el sistema recaba información de la profundidad (TECNOLOGÍA FOTOGRÁFICA) y para mejorar el análisis de la imagen se proyecta un haz de luz láser que ayuda a crear la imagen tridimensionalmente. (Fig. 10)

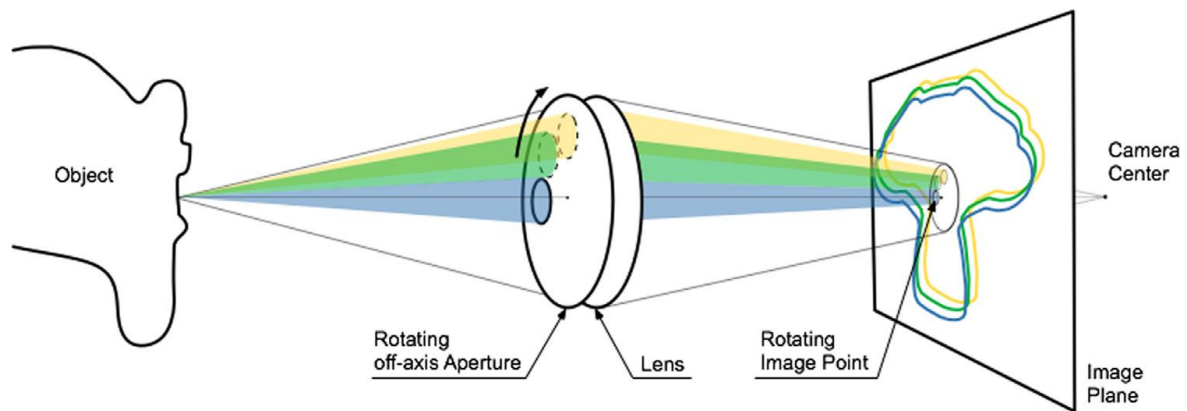


Fig. 10. Funcionamiento del escáner Trios.

Los archivos generados son abiertos y se permiten almacenar en formatos .DCM, .PLY y .STL.

En el 2013 se presentó el Trios Color, que gracias a las modificaciones técnicas aportadas por el fabricante, hizo posible registrar las características de los tejidos duros y blandos de la cavidad oral, permitiendo una visualización mas realista y completa.

En el 2015, se lanzó el Trios 3, que consigue un escaneado a color y sin necesidad de polvo, que además tiene un espectrofotómetro que revela los colores de los dientes en la escala “Vita” para enviar dicha información al laboratorio. (Fig. 11)



Fig. 11. Cámara e imagen del escáner Trios 3.

Por último en 2019, se lanzó el Trios 4, un escáner inalámbrico con tecnología wire-less y mejor ergonomía. De entre todas sus innovaciones cabe destacar la posibilidad de eliminar tejidos blandos innecesarios en el escaneo, realizar registros de oclusión estáticos y dinámicos, el aumento de prestaciones del espectrofotómetro y técnicas de fluorescencia para detección de caries.



Fig. 12. Trios 4.

2.3.4 Cerec Omnicam y Primescan ® (Sirona, Bensheim, Alemania)

El principio técnica del escáner Cerec, (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) se basa en la proyección de un haz de luz azul sobre el objeto.

Surge en 1985, en la Univ. de Zurich y sus ideólogos fueron Mörmann y Brandestini. (25)

Desde ese año, el Cerec ha ido desarrollándose hasta el 2010 en el que ya se lanza la sexta versión del escáner en que se basan los modelos mas actuales.

Cada haz de luz se refleja sobre el sensor, la distancia entre el haz de luz viene medida desde un captor en ángulo fijo entre el proyector y la superficie, se calcula a través de un principio de triangulación con el Teorema de Pitágoras. Posteriormente se introdujo en el mercado el escáner Cerec Omnicam que funciona según el mismo principio, pero resulta menos molesto ya que no requiere esparcir polvo sobre la superficie a escanear y la reproducción de la campo operatorio aparece a color sobre la pantalla del ordenador.

La última versión de 2019, el Primescan, desarrolla un software mas avanzado, así como una unidad portátil mejorada.



fig 13. Cerec Omnicam y Primescan

2.4- PARÁMETROS DEL ESCANEADO.

Podemos determinar la calidad de un escaneado evaluando diferentes parámetros como los que enumeramos a continuación:

2.4.1. EXACTITUD (*Accuracy*)

Se define como la capacidad de acercarse al valor de la magnitud real que deseamos medir o la cercanía del valor obtenido o experimental al valor exacto.

Calculamos la diferencia entre la media aritmética de los resultados y el valor de referencia.

2.4.2. PRECISIÓN (*Precision*)

Es la dispersión del conjunto de valores que obtenemos de una magnitud en una serie de mediciones. A menor dispersión, mayor precisión.

Una impresión podría, por ejemplo, tener un alto grado de repetibilidad pero tener valores que difieren del modelo original y viceversa. (Fig 12)

Alta exactitud y precisión	Media exactitud, baja precisión.	Baja exactitud y alta precisión.
----------------------------	----------------------------------	----------------------------------

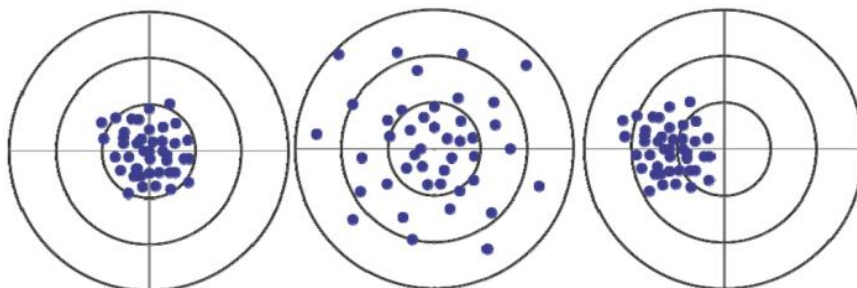


Fig: 14. Ejemplos de diferentes parámetros

Por lo tanto para que una impresión sea óptima debe ser lo mas fiel posible al original y tener una excelente capacidad de reproducción.

Exactitud y precisión son parámetros que varían dependiendo del operador, el equipo, calibración y el entorno oral (humedad y temperatura).

2.4.3 RESOLUCIÓN (*Resolution*)

Es el número máximo puntos que es capaz de medir en una unidad de superficie.

La resolución de cada escáner se obtiene dividiendo el número de puntos totales de cada

STL experimental entre la superficie del modelo (en mm²), el valor obtenido es puntos/

mm², por lo tanto, estaría condicionada a la magnitud de volumen del objeto a escanear.

Como ya se ha descrito anteriormente, los escáneres no miden la superficie de una forma continua, estos realizan una “interpolación” o “reconstrucción” a través de una nube de puntos que luego se unen para formar polígonos y estos dan lugar al objeto escaneado, la resolución con la que se reconstruye este objeto depende de la densidad de puntos que genere el escáner.

Una baja densidad de puntos genera una baja resolución pudiendo conllevar lo que se conoce como “error de ajuste”.

Muchos estudios han confrontado la veracidad y la precisión de diferentes escáneres intraorales comparándolos con la digitalización “indirecta” de un modelo en yeso, obtenido de una impresión tradicional.

Recientemente han comparado la digitalización indirecta con un escáner de laboratorio con los diferentes escáneres intraorales, los autores concluyen que todos los sistemas utilizados son clínicamente aceptables pero existen diferencias de precisión entre varios escáneres.

res intraorales analizados, así como alteraciones de algunos resultados que podría deberse a la saliva, sangre o movimientos del paciente.(47)

Otro punto de discusión sería la alteración de la precisión en función de si es una restauración para una hemiarcada/arcada completa o rehabilitación unitaria/múltiple o diente natural/implante. (48)

En general , el escaneado de áreas amplias, requiere el “merging” o unión de imágenes individuales que reconstruyen tridimensionalmente un objeto.

Con el aumento del área de escaneado, aumenta el “merging” y en consecuencia los posibles errores. De hecho, esto puede generar una progresiva distorsión de la impresión y en consecuencia, una reducción de la precisión.

Esto se ha confirmado comparando escaneados de arcada completa obtenidos con diferentes sistemas, respecto a los obtenidos con una impresión tradicional .

Algunos estudios, como el de Patzelt,(49) confirman que a diferencia de la elevada “accuracy” del escaneado en una hemiarcada para una restauración simple, no tenemos suficiente información para aceptar la impresión digital en restauraciones múltiples que comprendan una arcada completa.

Otros autores (50,51) demuestran que en el escaneado de los tejidos blandos la exactitud es inferior a las impresiones convencionales, pero constituyen una herramienta accesoria interesante en el diagnóstico de lesiones de dichos tejidos.

Además de estos problemas derivados de los parámetros ya mencionados, hay otros errores como los “bad edges” (Fig. 13) en los que no se superponen bien los triángulos vecinos, los “Gaps” (Fig. 14) que son espacios entre superficies contiguas y el software los rellena alterando el modelo virtual y los “holes” que son zonas mal escaneadas. (52)

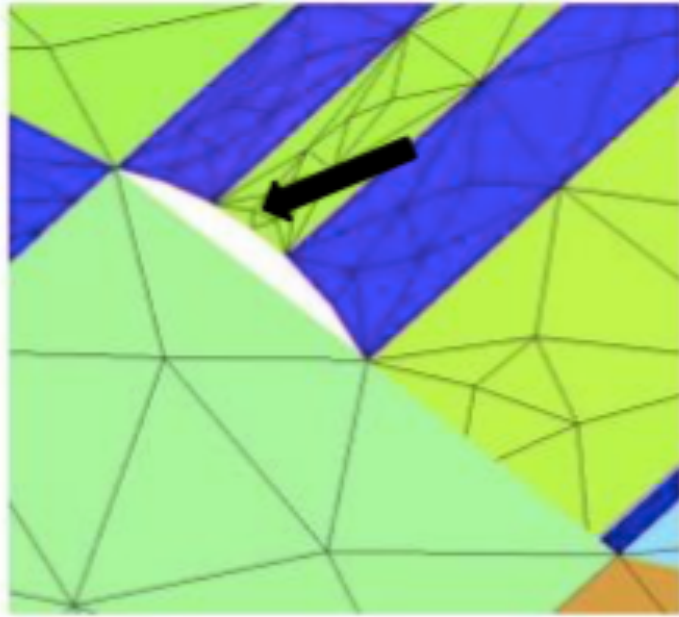


Fig. 15: Error tipo “bad edge”

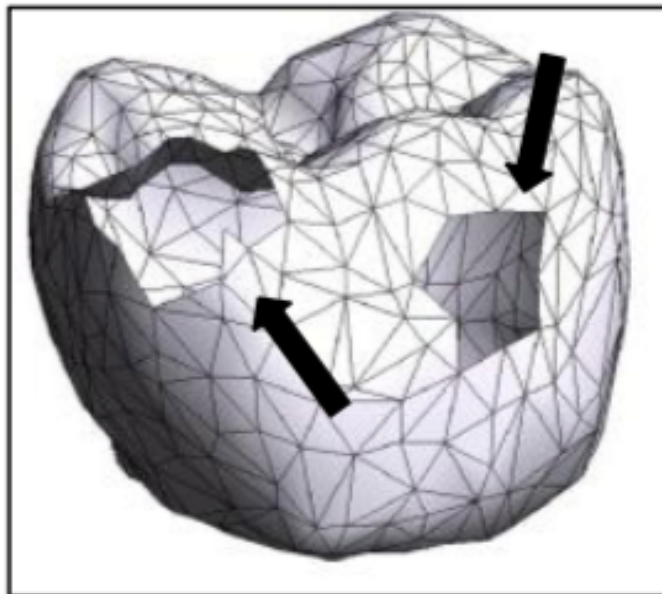


Fig: 16: Error tipo “Hole”

2.4.4 Problemas derivados de una baja exactitud y resolución en el escaneado de implantes.

Una falta de precisión en el modelo definitivo, puede generar desajustes en la prótesis, que inducen a la periimplantitis o mucositis (53) por microfiltración y colonización bacteriana en el “gap” de la conexión prótesis-implante. (54)

La exactitud en la elaboración de la prótesis sobre implantes, es aún mas importante que sobre dientes, ya que los implantes tienen una movilidad casi nula, debida a la flexibilidad del hueso (55). La ausencia de ligamento periodontal impide que el implante se adapte y compense el desajuste de la prótesis, generando estrés y por ende, complicaciones. (56)

Este fenómeno se da incluso en situaciones de un ajuste muy alto (57) y , dichos desajustes generan tensiones estructurales, sobretodo en prótesis atornilladas , las cuales al no poder ser compensadas por ligamentos periodontales (58) ya que son inexistentes y desembocan en complicaciones protéticas, tales como fracturas del tornillo, (59) cerámica (chipping) o implante, o la pérdida de hueso periimplantario (60-64)

Todos estos problemas combinados con una sobrecarga oclusal,(65) hacen que la tasa de complicaciones en restauraciones sobre implantes sea mayor que las restauraciones sobre dientes (66) aunque no hay ensayos clínicos longitudinales que relacionen un fracaso implantario al desajuste protético, a excepción de los casos en los que se realiza la prótesis para una carga inmediata en los que sí se vería comprometida la osteointegración del implante.(67)

La exactitud es el parámetro mas importante a considerar a la hora de diseñar un scan body para el escaneado digital, ya que determina el ajuste final de la prótesis y aunque el ajuste pasivo es difícil de describir (2), Jemt & Lie (68) lo definieron como un nivel de exactitud que no causa problemas o complicaciones clínicas a largo plazo. El ajuste pasivo absoluto es prácticamente imposible de conseguir (69, 70) por ello, de acuerdo con diversos autores, las discrepancias o desajustes inferiores a 150um son clínicamente aceptables(71). Otros autores consideran un límite de tolerancia menor, las discrepancias no deben ser superiores a 70 y 75um (72-75), cifras determinadas por la desviación media del escaneado

3D con los escáneres mas utilizados Omnicam (Cerec), Trios (3Shape) y True Definition Scanner (3M ESPE). (76)

2.4.5. Métodos para evaluar la exactitud y precisión.

Para evaluar la exactitud y precisión de los registros tomados en la impresión tanto convencional como digital, existen diferentes tipos de test “in vitro”, tanto mecánicos con un escáner táctil, micrómetros digitales y calibres o pies de rey,(77) midiendo dos puntos concretos, como digitales que miden simultáneamente las tres dimensiones del espacio con softwares como el Mylab de la Univ. DeWashington, la fotogrametría de la Univ. De Michigan(78-80), El CMM(Coordinate Measurement Machine) de Crysta-Apex S de Mitutoyo America Corporation)(81) con una precisión de 2.8um, el Geomagic (82) o el CometInspect (83). Estos tipo de test “in vitro” para medir la discrepancia marginal, son las únicas técnicas que aparecen en la bibliografía para poder comprobar con precisión el ajuste pasivo (sinónimo de buen ajuste, sin tensiones) de la prótesis ya que en una búsqueda en la literatura científica no hemos encontrado ningún test “in vivo” o en condiciones clínicas. (84).

Hay técnicas de fotogrametría “in vivo” con una sensibilidad muy baja(79) y se ha intentado utilizar técnicas de CBCT para medir el ajuste pero a día de hoy, el único medio para comprobarlo en un modo clínico son las fotografías, exploración y sondaje y radiografías periapicales con una importante limitación analítica. (85)

2.5- IMPRESIONES CON IOS EN IMPLANTES: EL “SCAN BODY”

Para realizar una impresión digital sobre implantes, necesitamos “Scan Bodies”.

Los Scan Bodies son aditamentos de precisión que generalmente, atornillados coronalmente al implante, nos permiten reproducir la posición del mismo en el modelo digital que captamos con el escáner intraoral. (86)

El primer prototipo, fue un tornillo de cicatrización que a la vez hacía de scan body, The Bellatek Encode (Fig. 13), se ideó en el 2004 por la casa Biomet 3i, dicho aditamento transmitía información de la localización 3D del implante en relación con los dientes adyacentes y antagonistas y los tejidos blandos circundantes. (87) Dicho prototipo presentaba resultados inferiores a los copyings de impresión convencionales. (88,89)



Fig. 17. The Bellatek Encode.

Estos aditamentos también pueden atornillarse al análogo de un modelo en yeso previo a su escaneo con un escáner extraoral.

2.5.1 Partes de un “Scan Body”:

1-**Superficie de escaneado:** es la parte fundamental y sobre la que el escáner proyecta el haz de luz que registrará la posición tridimensional del implante, pueden ser de diferentes formas o geometrías.

Fluegge et al. determinaron que esta parte debe ser lo mas larga y ancha posible para una mayor precisión de escaneado. (90)

2- **Cuerpo:** es la unión entre la base y la superficie de escaneado. Debe ser lo suficientemente larga para que no interfieran los tejidos blandos en el registro de la superficie de escaneado, pero tampoco demasiado ya que podrían incomodar al paciente o dificultar su colocación en boca.

3- **Base:** es la parte que conectamos al implante. Ya sea a través de una conexión directa a implante o mediante un pilar transepitelial.

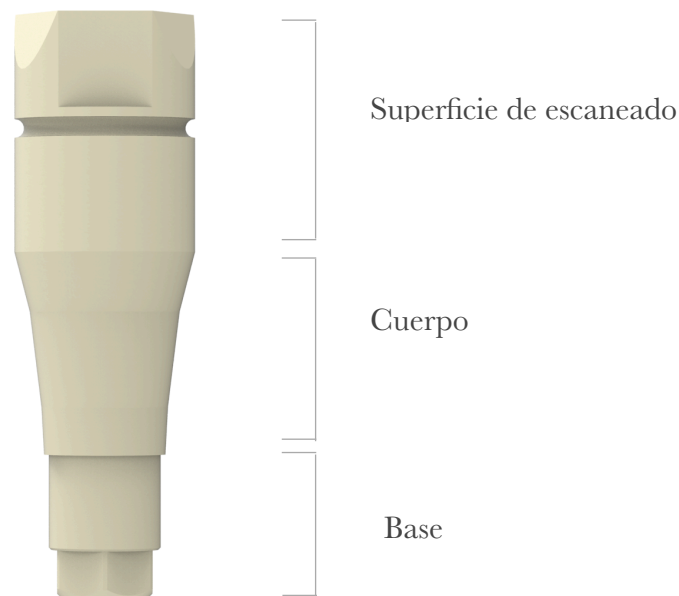


Fig. 18. Partes de un Scan Body.

2.5.2 Tipos de “Scan Body”:

Podemos advertir múltiples características (Fig.15) en función de las cuales, diferenciar o clasificar los Scan Bodies. (91):



Fig. 19. Diferentes tipos de Scan Body.

- **Fabricante.**

- **Sistema del implante y compatibilidades**

- **Compatibilidad con uno o varios escáneres.**

- **Compatibilidad con software CAD.**

-**Material:** Pueden ser de uno o dos materiales.

Si son de un solo material, por lo general, son de titanio o de PEEK (Polieteretercetona).

Los que son de dos materiales, por lo general combinan un cuello y superficie de escaneado de PEEK y una base metálica, preferentemente en titanio.



Fig. 20. Scan Body de PEEK con base metálica de titanio.

- **Geometría:** cilíndricos, rectangulares, cónicos.

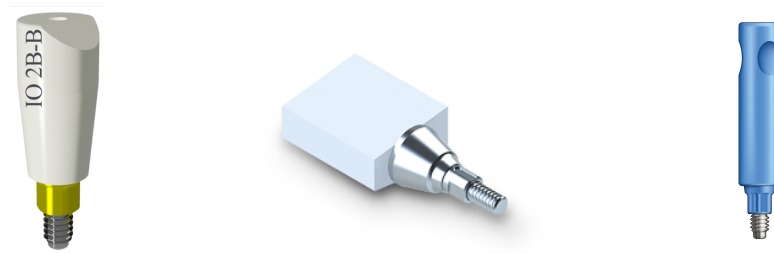


Fig. 21. Diferentes geometrías de scan body.

-Tipo de retención(Fig 16):

- “Snap On”: es un sistema que fija el Scan Body a presión dentro un pilar metálico que se atornilla al implante, gracias a la flexibilidad del material, generalmente PEEK. (Fig. 16)



Fig. 22. Scan Body tipo “Snap On”

- Fijación mediante tornillo: la gran mayoría se atornillan directamente al implante, a mano sin un torque concreto, otros requieren de 5 o 15N/cm². Estos Scan bodies también se pueden realizar en PEEK, habiendo sido ya largamente estudiados (92-95) (Fig. 21)



Fig. 23. Scan Body con fijación mediante tornillo

- Imantados: Sobre un transepitelial atornillado al implante, se posiciona una estructura de imantada en su interior y que comprende el cuerpo y la superficie de escaneado.. (Fig. 18)



Fig. 24. Scan Body imantado de Talladium®

-Posibilidad de reutilizarlos: Algunos autores verificaron que el hecho de usar 10 veces el mismo scan body de PEEK no influía en detrimento de la precisión del escaneado. (90)

-Una o dos piezas: un estudio propuso la separación de los transfers en 2 piezas, para intentar reproducir las condiciones de una impresión convencional, pero este tipo de transfer no trascendió mas allá de este estudio. (96)

-Necesidad de aplicar polvo previo al escaneado o no: como Lava Cos y True Definition Scanners, que cada vez son menos frecuentes.

2.5.3 Factores del Scan Body que pueden influir en un correcto escaneado:

Se ha visto que hay otros factores no inherentes al Scan Body, que aún existiendo poca evidencia científica al respecto, podría influir en parámetros como la exactitud y precisión y/o la resolución, al igual que ocurre con los copying de impresión tradicionales. (97, 98)

Ha habido estudios recientes que determinan un margen de tolerancia en variaciones laterales de hasta 0'25mm en algunos scan body, lo cual influye sobremanera en el ajuste final de la prótesis. (99)

El **torque** influye en la precisión, ya que hay estudios que demuestran que el atornillado a mano genera una dispersión media de 6um superior al atornillado a 15N/cm².(100)

El **material** influye en la reflexión del haz de luz, por ello siempre que queramos escanear un elemento translúcido o reflectante, algo que no es lo habitual, podríamos esparcir polvo sobre el Scan Body para generar un contraste facilitando la reflexión de la luz proyectada, (101) y a costa de generar otros errores de escaneado debido a la modificación del grosor del aditamento(102(y siempre y cuando la iluminación del entorno sea suficiente para que no influya en la reflexión del haz de luz. (103)

La mayor parte de los Scan Bodies son realizados en material blanco opaco, generalmente en PEEK (Polieterecetona) con un tornillo interior de titanio para fijarlo al análogo/implante(Fig.19), lo que permite su fácil reutilización, pero no hay estudios que comparen la precisión del escáner utilizando diferentes materiales en el Scan Body. Únicamente hay evidencia científica en que el registro que realiza un IOS es mas preciso, cuanto mas opaco es el material que se desea escanear. (104)

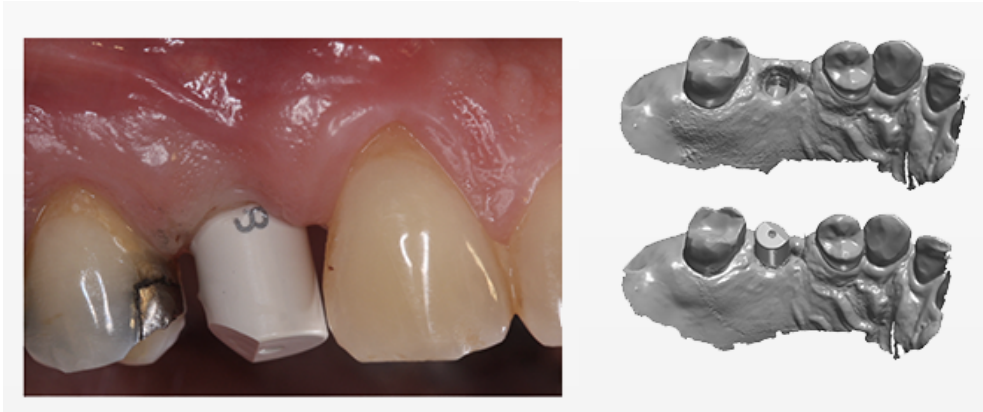


Fig. 25. Scan Body de PEEK y su escaneado.

Otros no necesitan ese tornillo de fijación, ya que el tornillo forma parte de la estructura del mismo Scan Body, pero tampoco hay evidencia científica de que haya un sistema que funcione mejor que otro.

Otro factor que podría influir en la reflexión del haz de luz, es la **geometría** del mismo (105). Respecto a esta afirmación hay algunas evidencias de que las superficies pulidas son más fáciles de escanear respecto a las irregulares y onduladas(106) también se ha visto que cuanto más pronunciado sea el cambio de superficie, como ocurre en los filos muy pronunciados, mayores son los errores que se registran. (47, 107, 108)

El **tipo de conexión** del Scan body se ha demostrado que no influye en la exactitud del escaneado. El estudio de Alikhasi et al (109) comparó las conexiones externas e interna, demostrando que no había diferencias de exactitud.

Giménez et al.(37) estudiaron la repercusión de la **profundidad de la plataforma** del implante en la precisión, no encontrando diferencias significativas con el Omnicam, pero sí una mayor exactitud con iTero en implantes subgingivales (2 y 4mm), este resultado no se debía a la profundidad del implante en sí, sino a la reducción de la distancia entre el primer y último implante ya que la superficie escaneada del scan body es menor como si se demostró en otros estudios.(110)

Por último, una **angulación** de 10 a 45° entre dos Scan Bodies, al contrario de la técnica de impresión convencional que al desinsertar la impresión el operador puede deformar el material (111), no alteraría los parámetros de exactitud y precisión. (92, 113, 114)

2.5.3.1. Otros factores ajenos al Scan Body que influyen en el escaneado:

No hay mucha bibliografía respecto a la influencia de los scan body en el escaneado digital (97) aunque existen además factores ajenos que influyen en la optimización del resultado final:

- La temperatura , humedad y presión ambiental (40): se aconseja una temperatura de 20 ± 1 °C, una humedad de 55 ± 3 % y una presión ambiental de 761 ± 5 mmHg.
- Luz ambiental (98), la cual si es inadecuada puede reducir la exactitud y precisión un 40%, aconsejando siempre que incida directamente sobre la zona a escanear la luz del sillón dental.
- La habilidad del operador (109), encontrándose diferencias significativas entre un operador experto y uno sin experiencia.

2.5.4. *Nuevo flujo de trabajo con los Scan Body*: Con la incorporación de los Scan Body, debemos ampliar el esquema (fig. 20) de flujo de trabajo visto anteriormente en la introducción. (113)

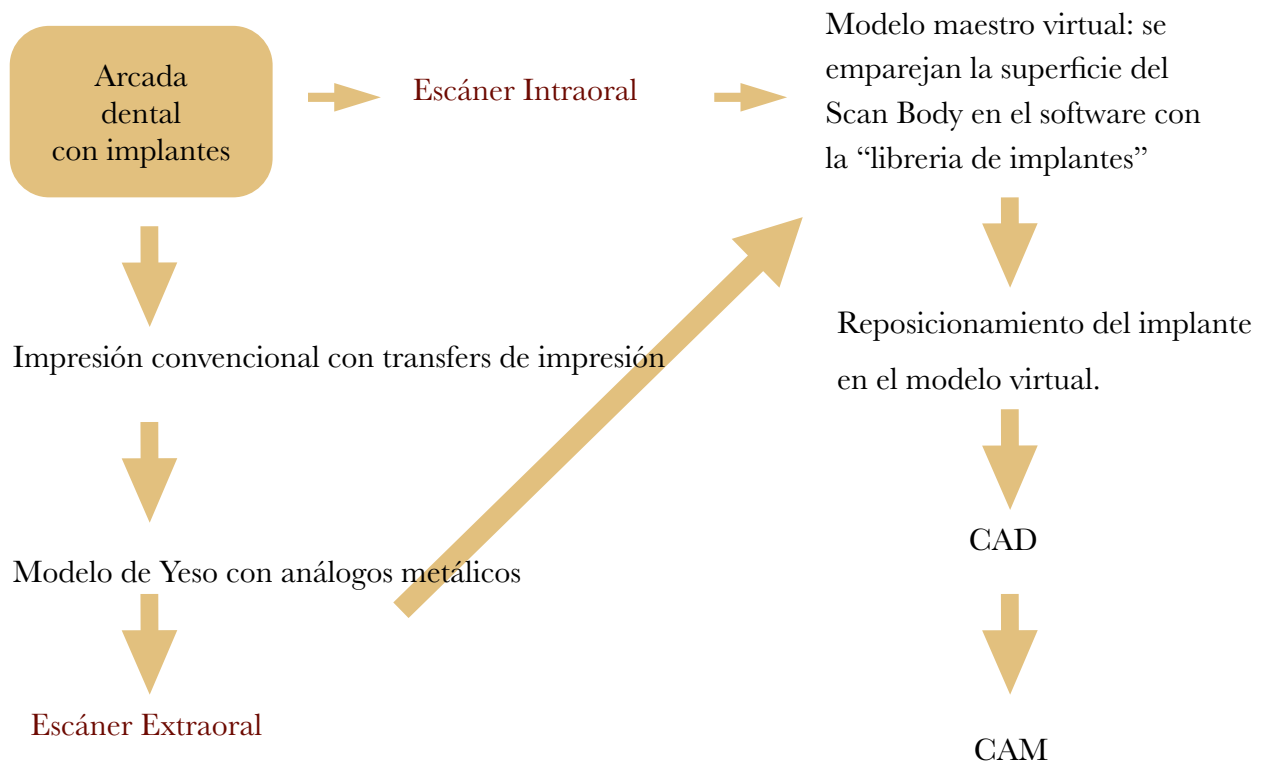


Fig. 26. Flujo digital con Scan Bodies.

Este nuevo flujo de trabajo, ha sido ampliamente estudiado por autores como Gherlone et al (113,114) que escanearon 4 implantes para una restauración tipo "all-on-four" con una tasa de supervivencia del 100% a 1 año de seguimiento.

Revisiones sistémicas como la de Wulfman et al. (92) han obtenido como conclusión que esta metodología de trabajo es tan precisa como las impresiones convencionales aunque todavía la evidencia clínica es limitada por la falta de medios para determinar el ajuste de la prótesis.

2.6. Ventajas y desventajas de la impresión óptica con scan bodies.

Las **ventajas** de la impresión intraoral nacen de la necesidad de reducir los errores potenciales de la impresión tradicional (115) como la presencia de vacíos o poros en las zonas de proximidad a las zonas críticas de la impresión, las variaciones dimensionales del yeso que pueden generar distorsiones en el flujo analógico hasta la realización de la prótesis, dificultad de conservación y desinfección de la impresión con soluciones antisépticas, la separación del material de impresión de la cubeta, el transporte al laboratorio en diferentes condiciones climáticas, por lo tanto es mas preciso y exacto. (22, 25)

Aunque el resultado depende de la habilidad del operador, es una técnica sencilla.(99-101)

La comunicación con el laboratorio es rápida.

Permite la previsualización del modelo en el momento de la impresión

El almacenaje en un USB o un disco duro es mas práctico, que los clásicos modelos de escayola.

Por parte del paciente, reducimos el tiempo del procedimiento y la sensación de desconfort así como el reflejo nauseoso por parte del paciente y nos permite una mejor comunicación con él. (116, 117)

Permite realizar una modificación de la técnica de Hinds (118), mas sencilla y rápida escaneando la corona provisional atornillada a un elemento llamado Scan Replica, y de esta manera transmitiendo la información del contorno crítico y subcrítico del provisional a la prótesis definitiva, aunque no hay bibliografía al respecto.

Entre las **desventajas**, es importante la falta de penetración del escaneado en zonas reducidas como el surco gingival, algo que se consigue con la impresión convencional gracias a los materiales de diferente densidad, ya que es la presión del material mas denso el que permite al mas fluido, penetrar al interior del surco.(118)

Otra desventaja viene representada por la extensión de la arcada a impresionar, lo cual genera errores.(40-42)

Actualmente la sistemática de escaneado intraoral tiende a modificar la impresión, reduciendo la exactitud cuando se registran arcadas completas.(119)

Estos valores son probablemente irrelevantes en la impresión de modelos preliminares como en ortodoncia pero pueden comprometer la precisión final cuando realizamos rehabilitaciones protésicas en arcadas completas.

También podría suponer una desventaja, la curva de aprendizaje que el clínico debe recorrer para el uso correcto de los sistemas digitales.

Y por último, respecto al coste actual de los sistemas digitales de impresión, debido a la adquisición del dispositivo y a la constante actualización de softwares, no son competitivos respecto al coste de una impresión tradicional.

Con la evolución de la tecnología y la mayor difusión en el mercado odontológico, tendremos en un futuro a cambiar la balanza en este último punto.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La justificación para la realización de este trabajo de investigación es escasez de estudios sobre precisión en los que influyan las variables; operador, modelo de escáner y tipo de scan body.

Revilla-Leon et al. (103) compara tres tipos de scan body sin justificar su elección en función de criterios como su geometría o diseño, descartando en sus resultados uno de ellos y no utilizando mas variables.

Entre los muchísimos existentes sobre la influencia del escáner intraoral, destacariamos los de Mangano et al. (94) e Imburgia et al. (95) en los que se comparan los parámetros de precisión y exactitud de los principales escáneres, en dichos estudios ensalzan las cualidades técnicas de los escáneres Cerec y Trios, pero no introducen mas variables.

Revisiones sistemáticas como los de Mizumoto et al. (91) hablan de las diversas geometrías que tienen los principales scan bodies del mercado y entre sus conclusiones mencionan que la interacción entre la tecnología del escáner intraoral y el diseño del scan body es una “consideración importante y que no es bien comprendida” contemplando la necesidad de estudios futuros al respecto.

Otra variable de estudio podría ser la luz incidente en la zona escaneada, pero dicha variable ya posee consenso (98) y dichas condiciones ya se aplican en el procedimiento de escaneado de este estudio.

A pesar de existir estudios concluyentes respecto a la influencia del operador experto frente a otro sin experiencia (109-111), hemos querido incluir esta variable con la diferencia de que los dos operadores tenían una amplia experiencia en el uso de escáneres intraorales con la justificación de que en este caso, ya que se usaron dos escáneres diferentes, se evitaría el sesgo que podría generar que uno de los dos operadores tuviera un mejor dominio de uno de los dos escáneres en concreto.

Creemos que estas tres de las cuatro variables en las que no hay consenso pueden resultar críticas en la necesidad de obtener estructuras pasivas, evitando los desajustes que desencadenaría los problemas ya mencionados como mucositis, periimplantitis,(53), microfiltración bacteriana (54), fracturas de tornillos (59), “chipping” de la cerámica (60-64), sobrecarga oclusal (65)

Evitar dichos problemas es clave tanto para la supervivencia como para el éxito de una rehabilitación oral sobre implantes.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO PRINCIPAL:

Determinar y comparar la exactitud con la que los planos de trabajo de los 6 implantes (Plataforma o Módulo crestal) son colocados en cada uno de los grupos de estudio con scanners de diferentes geometrías, para determinar su disposición tridimensional analizaremos 3 parámetros:

-Distancia entre los centros de los planos de trabajo de los 6 implantes.

-Ángulo entre los ejes de inserción de los 6 implantes.

-Altura proyectada de los 6 implantes entre sí.

4.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS:

4.2.1. Determinar y comparar la exactitud del escaneado intraoral entre dos escáneres intraorales distintos.

4.2.2. Determinar y comparar la exactitud del escaneado intraoral entre dos operadores distintos.

4.2.3. Determinar y comparar la exactitud del escaneado intraoral dependiendo de la distancia y angulación en la que se encuentran los implantes.

En función de estos objetivos, se plantean las siguientes hipótesis nulas:

4.3 HIPÓTESIS PRINCIPAL:

Hipótesis nula: No existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud del escaneado en función del tipo de scan body empleado.

4.4 HIPÓTESIS SECUNDARIAS:

- Hipótesis nula: No existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud del escaneado intraoral dependiendo del escáner utilizado.
- Hipótesis nula: No existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud del escaneado intraoral dependiendo del operador.
- Hipótesis nula: No existen diferencias estadísticamente significativas en la exactitud del escaneado intraoral dependiendo de la distancia, altura y angulación en la que se encuentran los implantes.

5. MATERIAL Y MÉTODO

Para lograr los objetivos planteados se diseñó un estudio experimental in vitro, en el que las variables independientes fueron el tipo de scan body, el tipo de escáner, el operador y la posición/angulación del implante y la dependiente la exactitud.

5.1 Tamaño muestral (n)

Para el cálculo tamaño muestral es preciso conocer la varianza de las distintas variables estudiadas (además del riesgo alfa, potencia del test y diferencia clínicamente relevante), pero al consultar la literatura tan solo encontramos un estudio que analizara la influencia de los scan bodies en la exactitud del escaneado (103) y aunque existen otros trabajos en los que se analizan distintos parámetros, como la influencia de la luz en el escaneado (98, 105), el tipo de escáner utilizado (52, 95, 97) o la influencia del operador (109-111), dada la disparidad de criterios no fue posible obtener los datos necesarios para realizar un cálculo del tamaño muestral, por lo que optamos en adoptar un tamaño muestral similar a los empleados en otros estudios de similares características.

5.2 Modelo de estudio.

Para la realización del estudio se confeccionó un modelo maestro, En primer lugar se diseñó una férula con el software 3D SolidWorks® y se imprimió en poliamida (PLA) mediante impresora 3D de escritorio HP JET FUSION (HP Inc., Palo Alto California, EEUU) para fijar los análogos mediante cianocrilato en los alojamientos del modelo también impreso en PLA con la impresora 3D.

Dicho modelo presenta las siguientes características:

- Número de implantes: 6 (en las posiciones 36,34,32,42,44,46).
- El modelo de análogo utilizado es el “Análogo implante INHEX STD” (ref. 23205501) del fabricante Mozo Grau S.A., de conexión interna, plataforma 2’80mm, diámetro 4mm, fabricado en acero inoxidable y monouso.
- Distancia entre los implantes dentro de una misma arcada (36,34,32 y 46,44,42): 10mm

- Distancia entre los dos implantes proximales (32,42): 20mm
- Ángulo entre los 4 implantes proximales (34,32,42,44): 0°
- Ángulo entre los 4 implantes proximales (34,32,42,44) y los implantes distales (36,46): 15°

Los 15° de angulación responden a un caso límite estimado de angulación no corregida. Se contemplan casos de angulación del implante superior a 30°, pero se asume que estas angulaciones serán corregidas mediante transepiteliales angulados.

No obstante, pese a haber utilizado una férula para conseguir una posición/angulación de los implantes que se buscaba, para el establecimiento del grupo control se realizó un primer escaneado del modelo mediante un escáner táctil (Renishaw DS).



Fig. 26 Férula guía para la colocación de los implantes y modelo de poliamida utilizado.

5.3 Escáneres utilizados.

Para la realización del estudio se utilizan los siguientes escáneres:

- Escáner táctil DS101 85G20 (Renishaw, Gavá, España) (Grupo Control)
- Escáner óptico intraoral Cerec Omnicam (Sirona, Bensheim, Alemania)

- Escáner óptico intraoral Trios 3 (3Shape, Copenhagen; Denmark)

5.4 Scan bodies utilizados.

Utilizamos scan bodies con geometrías complejas y simétricas, geometrías simples y asimétricas, así como diferente sistema de posicionamiento y número de piezas.

- Scan bodies tipo 1: una cara fresada angulada, colocación atornillada y dos piezas: SB1 (3^a-B ELOS Medtech Denmark)
- Scan bodies tipo 2: una cara fresada y pirámide, colocación atornillada + “clip” y dos piezas: SB2 (23206011. Mozo Grau S.A. Spain)
- Scan bodies tipo 3: doce caras fresadas, colocación atornillada y una pieza: SB3 (PR1039. Ticare Mozo Grau S.A. Spain)
- Scan bodies tipo 4: una cara fresada, colocación magnética y dos piezas: SB4 (Talladium Spain)

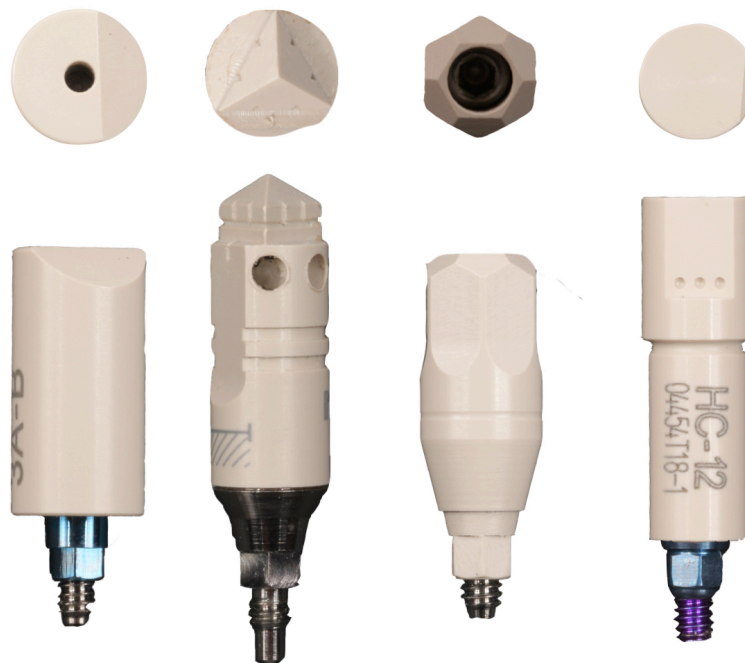


Fig. 27. Scan Bodies tipo 1, 2, 3 y 4.

5.5 Captura de datos.

El método de trabajo seguido fue siempre el mismo:

1. Toma de impresión sobre el modelo para los diferentes grupos de estudio por los dos operadores,:

Cada uno realizó el 10 escaneados al modelo con cada uno de los dos escáneres y con los 4 scan bodies estudiados (160 escaneados en total, 80 para cada uno de los operadores) Estos escaneados serían los grupos experimentales..

La técnica de escaneo fue siempre la misma: realizando un movimiento fluido y a la misma distancia de la superficie (10-20mm aprox), comenzando desde las caras oclusales al mismo tiempo que las linguales y finalizando por las vestibulares.

Dichos escaneados se realizaron utilizando la técnica de escaneo en un solo paso y no la del doble escaneo, dicha técnica presenta mayor precisión.(46)

2. Exportación de archivo*.stl del escaneo desde el escáner al software de diseño dental
3. Procesado del escaneo y “Best fit” con la librería correspondiente
4. Exportación del archivo de texto plano desde el software de procesado dental al software de procesado estadístico
5. Procesado estadístico.

Se analiza el efecto en los parámetros medidos de las siguientes variables:

- Posición del implante (36, 34, 32, 42, 44, 46) con sus 15 posibles permutaciones.
- Tipo de escáner (ES1, SC2)
- Tipo de scan body (SB1, SB2, SB3, SB4)
- Diferente operador (O1, O2)

Con las 3 variables de operación (escáner, scan body y operador) se obtiene un total de 16 grupos de ensayo y con las 15 mediciones de posición nos dan un total de 240 mediciones de cada uno de los 3 parámetros que estamos utilizando. Se fija un “n” para la muestra de 10, por lo que finalmente se obtienen un total de 2400 mediciones de cada uno de los tres parámetros. En total se analizan 7200 datos.

5.6. Método para la evaluación de la exactitud de los diferentes escaneados.

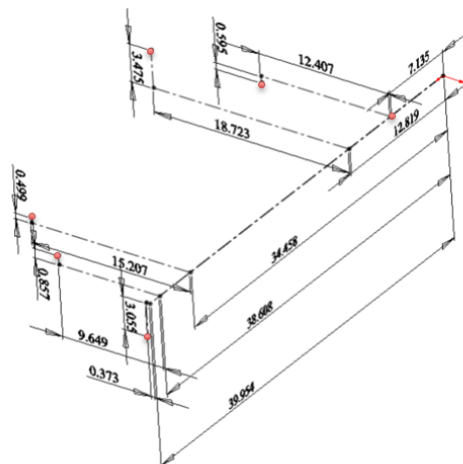
El objetivo es determinar la exactitud con la que los planos de trabajo de los 6 implantes son colocados en cada uno de los grupos de estudio. Para ello, una vez colocados los planos de trabajo de los implantes se estudian 3 parámetros:

5.6.1. Distancia entre los centros de los planos de trabajo de los 6 implantes.

Una vez que se ha procesado el escaneado mediante el software de procesamiento dental, y exportado el resultado en formato texto plano se calculan los centros de los planos de trabajo de los seis implantes y se calcula la norma euclídea entre cada uno de ellos para obtener los módulos de las distancias entre los centros de los planos de trabajo de cada uno de los implantes.

En total, para los 6 implantes de que consta el modelo se calculan 15 módulos de distancias correspondiendo a las distancias existentes entre los implantes:

Implante inicial	-	Implante final
36	-	34
36	-	32
36	-	42
36	-	44



36	-	46
34	-	32
34	-	42
34	-	44
34	-	46
32	-	42
32	-	44
32	-	46
42	-	44
42	-	46
44	-	46

Tabla. 1 Tabla de permutaciones entre los implantes (izquierda) y coordenadas de los centros de los planos de trabajo para calcular las distancias en módulo entre los implantes (derecha).

5.6.2. Ángulo entre los ejes de inserción de los 6 implantes.

Los ángulos entre los ejes de inserción de los diferentes implantes se calculan mediante el producto vectorial de los vectores dirección verticales de cada uno de los implantes. Al igual que en el caso de la distancia entes los centros de los planos de trabajo, existen 15 mediciones de ángulo:

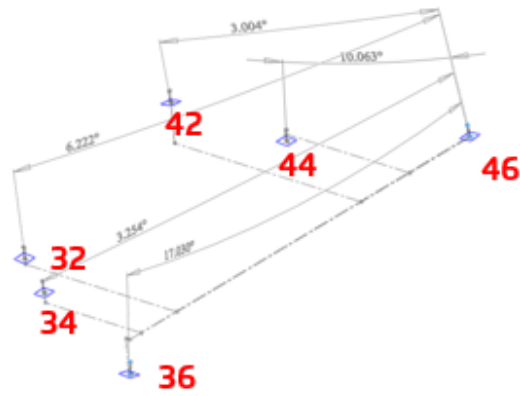


Fig. 27 Ángulos entre los ejes de los implantes partiendo desde la posición 36.

5.6.3 Altura proyectada de los 6 implantes entre si.

La altura proyectada del centro del plano de trabajo de un implante “B” sobre el sistema de referencia del plano de trabajo de un implante “A” se calcula por medio del producto escalar del vector posición del implante “B” en el sistema de referencia “A” sobre el vector dirección vertical del sistema de referencia del plano de trabajo del implante “A”:

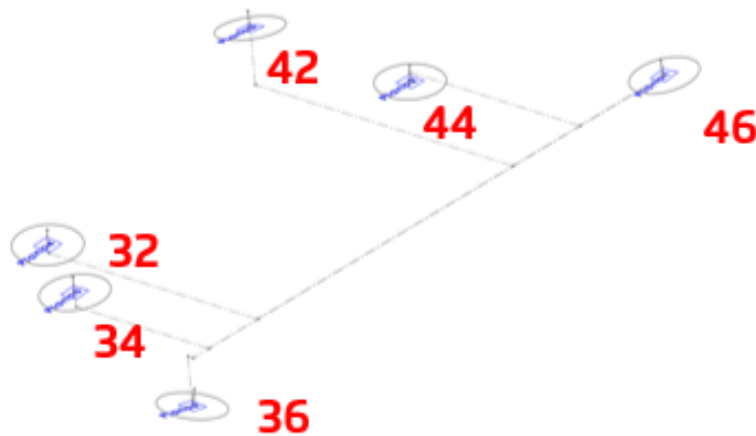


Fig. 28. Planos de trabajo de los 6 implantes para calcular la altura proyectada.

5.7. Establecimiento del grupo control.

Para la determinación del grupo de control, el modelo fabricado fue escaneado cinco veces hasta obtener una posición y vector director exacto con un nivel de incertidumbre adecuado mediante sonda táctil (Escáner táctil Renishaw DS10). Es importante recalcar que el

nivel de exactitud con el que se escanea el modelo determina la magnitud en la que se pueden sacar conclusiones a posteriori en el estudio. Por ejemplo, si se tiene una incertidumbre en la medida de escaneado del modelo de 100micras, implica que no seremos capaces de distinguir diferencias entre los diferentes grupos de estudio por debajo de las citadas 100micras. Por este motivo se realizaron las 5 mediciones, consiguiendo unas diferencias en promedio:

- Distancia entre los centros de los planos de trabajo de 0.006mm.
- Ángulo entre los ejes inserción de 0.034°
- Altura proyectada de los implantes entre si de 0.015mm

Con estos datos calculamos los intervalos de confianza con el test ANOVA y en el caso de diferencias estadísticamente significativas, utilizamos la t de Student con la corrección de Bonferroni comparando las muestras por parejas y así obtener la desviación media con un intervalo de confianza del 95%.

En la siguiente tabla se pueden ver los resultados de las mediciones y los intervalos de confianza obtenidos. Los valores promedio de las 5 mediciones táctiles son los valores que se toman de referencia para calcular los errores de las mediciones realizadas con los escáneres intraorales. Además, el ancho de los intervalos de confianza nos indica las mínimas diferencias apreciables en el estudio.

Im- plan- tes	Distancia (mm)				Ángulo (º)				Altura (mm)			
	IC-	media	IC+	Mar- gen de IC	IC-	media	IC+	Mar- gen de IC	IC-	Me- dia	IC+	Mar- gen de IC
36 Vs 34	9,745	9,750	9,756	0,005	14,66 4	14,69 1	14,71 7	0,026	-2,077	-2,071	-2,066	0,006
36 Vs 32	19,05 0	19,055	19,061	0,005	14,55 3	14,60 2	14,65 1	0,049	-4,142	-4,135	-4,128	0,007
36 Vs 42	35,32 2	35,338	35,355	0,017	15,27 2	15,42 6	15,58 0	0,154	-8,844	-8,804	-8,764	0,040

36 Vs 44	41,73 5	41,746	41,758	0,012	17,42 7	17,56 7	17,70 7	0,140	-10,029	-9,969	-9,908	0,060
36 Vs 46	46,21 8	46,228	46,237	0,009	22,18 6	22,34 0	22,49 3	0,153	-10,515	-10,44 3	-10,37 1	0,072
34 Vs 32	9,742	9,749	9,757	0,008	0,884	0,925	0,966	0,041	0,415	0,418	0,421	0,003
34 Vs 42	27,99 0	28,005	28,021	0,015	0,939	0,997	1,055	0,058	-0,341	-0,300	-0,259	0,041
34 Vs 44	35,90 8	35,923	35,938	0,015	2,898	3,051	3,204	0,153	-0,688	-0,622	-0,557	0,065
34 Vs 46	42,02 7	42,037	42,047	0,010	12,19 1	12,31 1	12,43 1	0,120	-1,340	-1,260	-1,180	0,080
32 Vs 42	19,39 7	19,418	19,439	0,021	1,777	1,807	1,837	0,030	-0,589	-0,567	-0,545	0,022
32 Vs 44	28,46 9	28,487	28,504	0,018	2,870	2,965	3,060	0,095	-0,780	-0,740	-0,701	0,039
32 Vs 46	35,95 4	35,961	35,967	0,007	11,42 7	11,51 2	11,59 6	0,084	-1,271	-1,223	-1,174	0,049
42 Vs 44	10,28 5	10,295	10,304	0,009	2,754	2,777	2,800	0,023	0,028	0,033	0,039	0,005
12 Vs 46	35,95 4	35,961	35,967	0,007	12,67 4	12,70 9	12,74 4	0,035	-0,184	-0,164	-0,143	0,021
44 Vs 46	9,664	9,677	9,690	0,013	10,42 7	10,45 8	10,49 0	0,031	1,234	1,240	1,245	0,006

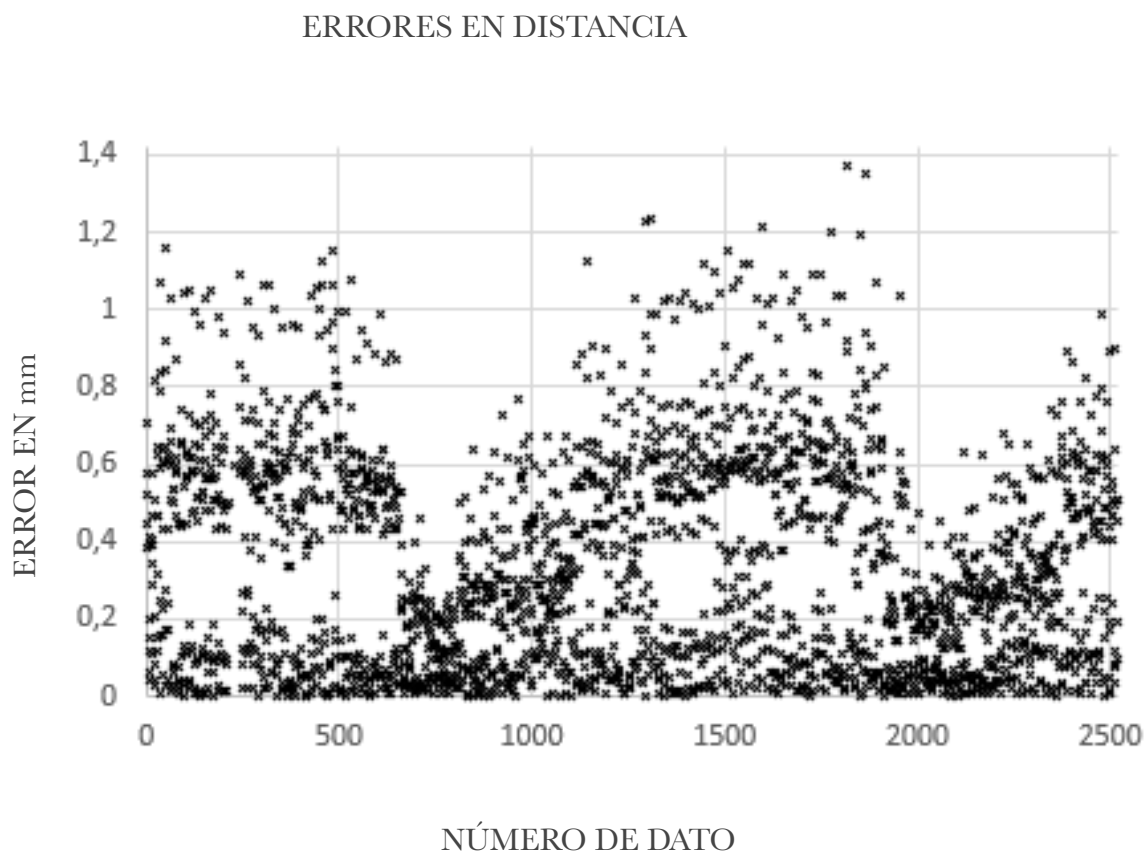
Tabla 2. Tabla de mediciones del modelo mediante escáner táctil Renishaw DS10 e intervalos de confianza.

6. RESULTADOS

6.1 Análisis global de datos.

6.1.1 Errores en distancia.

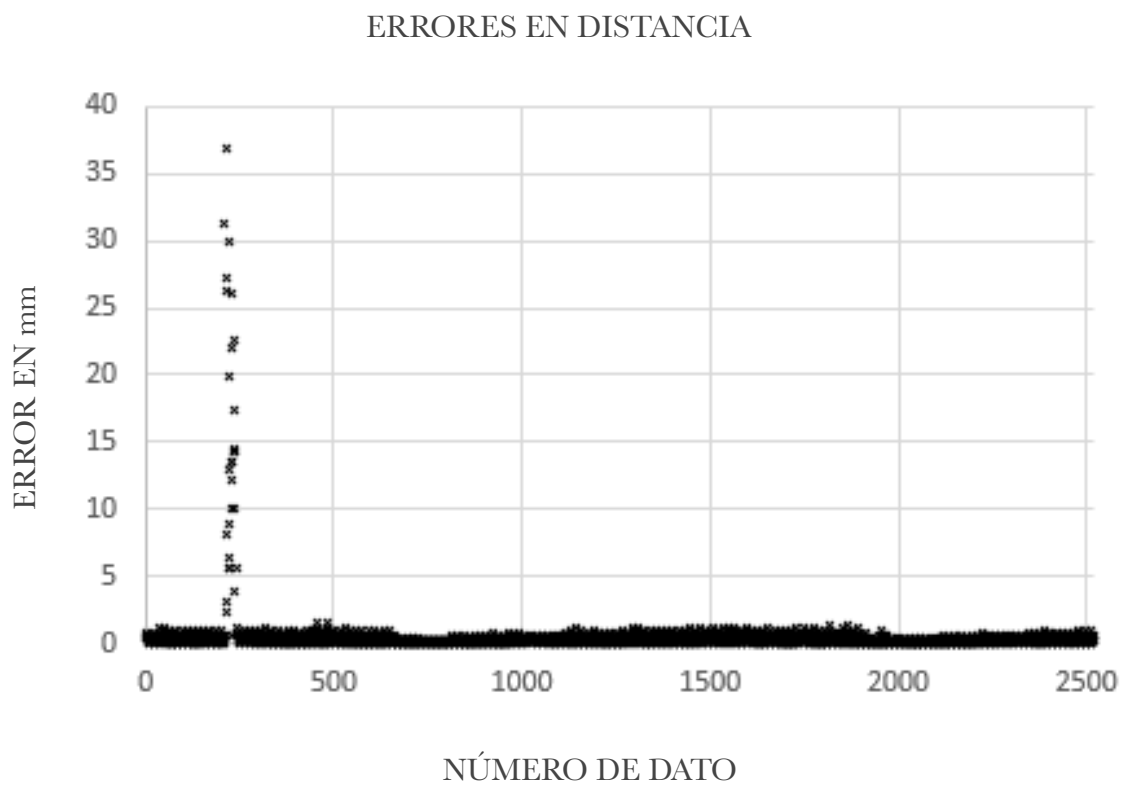
Haciendo un gráfico de dispersión de los datos de errores en distancia es evidente que tenemos algunas mediciones erróneas:



Gráfica 1. Gráfica de dispersión del conjunto de datos de errores en distancia.

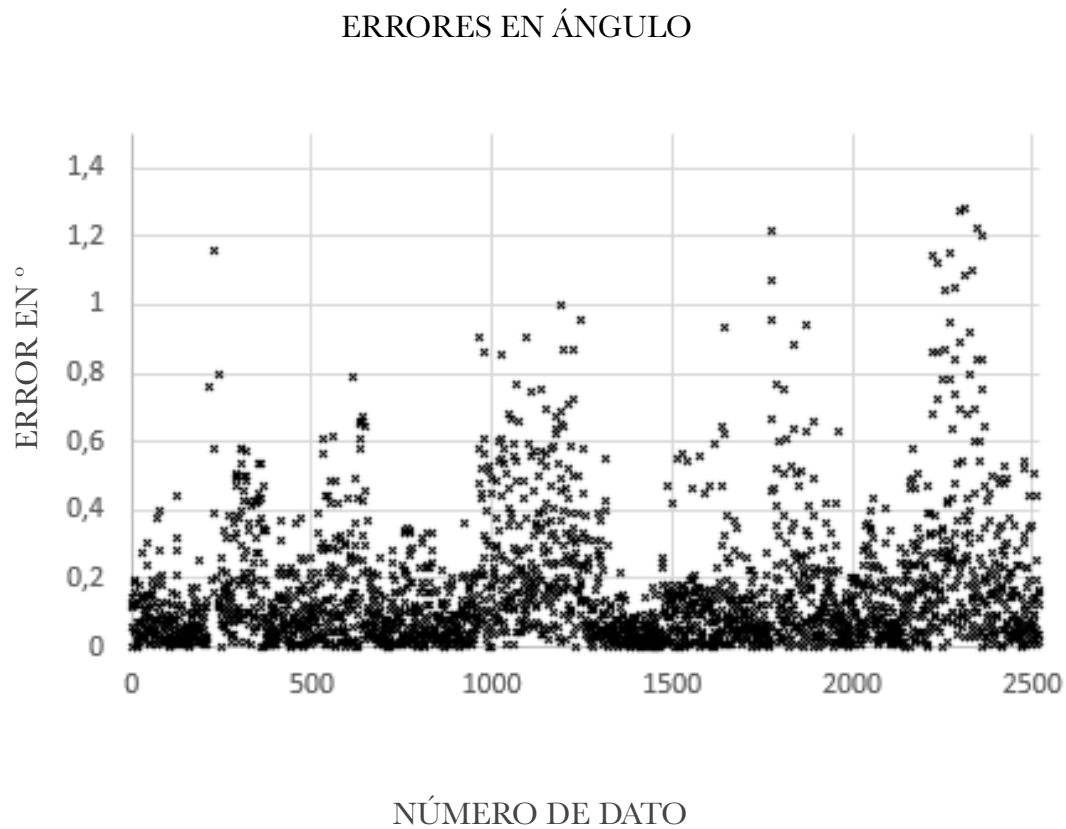
Teniendo en cuenta que disponemos de 2520 datos suponemos que se puede aplicar el teorema central del límite y aplicamos un criterio de descarte de valores erróneos (outliers)

conservador, para no eliminar datos en exceso en este punto, y poder enmascarar posibles tendencias. Tomamos un nivel de seguridad del 99.997% y por lo tanto, descartamos valores que se encuentren fuera del intervalo de 4 desviaciones estándar con respecto a la media. Con ello el conjunto del total de 2520 datos se queda en total de 2490 datos, que ya presentan un aspecto coherente al hacer un gráfico de dispersión:



Gráfica 2. Gráfica de dispersión del conjunto de datos de errores e distancias.

te de outliers gráfico, quedando finalmente 2493 datos de los 2520 iniciales, apreciándose un gráfico de dispersión coherente:



Gráfica 4. Gráfica de dispersión del conjunto de datos de errores en ángulo. Sin outliers.

6.1.3 Errores en altura proyectada.

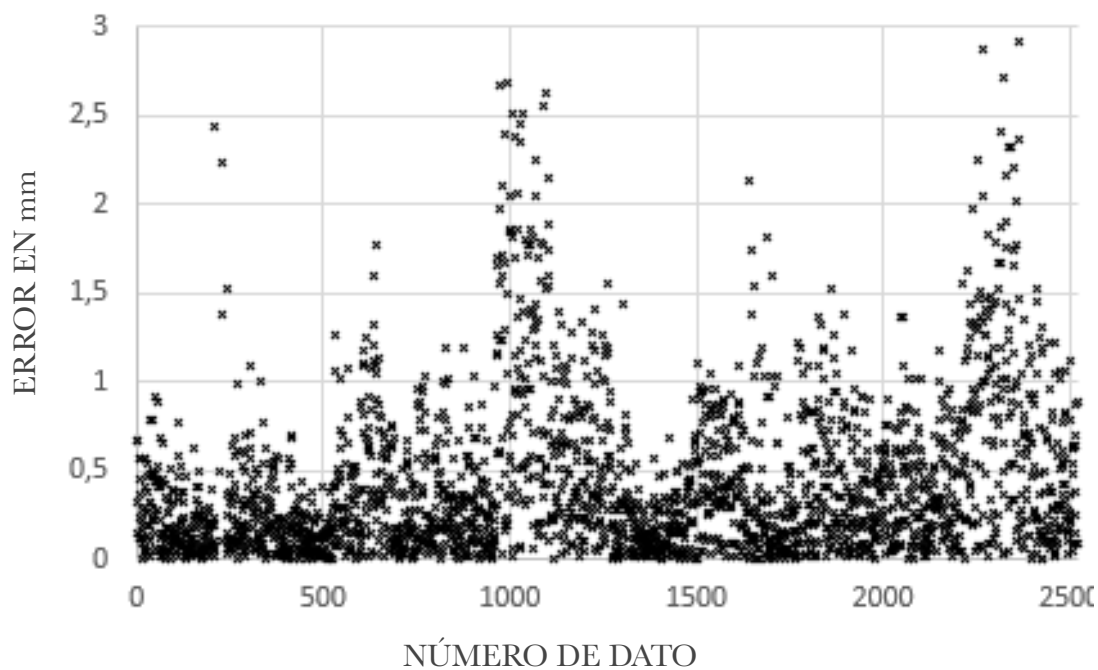
Al igual que con los errores en distancia y en el ángulo, tenemos outliers en la altura proyectada:



Gráfica 5. Gráfica de dispersión del conjunto de datos de errores en altura.

Aplicando el mismo criterio de descarte de outliers que en el caso de los errores en distancia tendríamos en total 2458 de los 2520 datos iniciales. No obstante, el gráfico de dispersión resultante nos indica que la distribución no es esencialmente homogénea, por lo que la aplicación del teorema central del límite en este caso puede no resultar correcta. Por lo tanto y puesto que no se quiere hacer un descarte en exceso en este punto, se utiliza un criterio de descarte de outliers gráfico, quedando finalmente 2491 datos de los 2520 iniciales. Y apreciándose un gráfico de dispersión coherente:

ERRORES EN ALTURA PROYECTADA



Gráfica 6. Gráfica de dispersión del conjunto de datos de errores en ángulo. Sin outliers.

En total se rechazan como incorrectos (outliers) el 1.14% de los datos totales disponibles. No obstante, pese a haber realizado la exclusión de outliers del estudio, aún se aprecia bastante heterogeneidad en los resultados, por lo tanto, se va a proceder a hacer un análisis agrupando los datos según diferentes criterios, para tratar de analizar el origen de las posibles diferencias.

6.2 Análisis de datos según distancia, altura y angulación por posición de implantes.

En primer lugar, se hace un análisis según posición. Recordemos que en el modelo construido se dispone de seis implantes en las posiciones 46, 44, 42, 32, 34, 36 estando las dos posiciones más distales (46 y 36) anguladas unos 15°:



Fig. 30 Posiciones del modelo estudiado.

6.2.1. Error en distancia por grupos

Realizamos el test ANOVA (ANEXO 1) de medidas repetidas.

Como hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni.

Salvo la 2 (32-34) ,5 (42-34) , y 13 (42-44) y la 3 (32-46) con la 7 (34-46) que no hay diferencias significativas entre ellos, si los hay entre el resto de las medidas ($p < .01$)

	Media	Desv. Desviación
Error distancia 32-42	,06563101736	,062142792751
Error distancia 32-44	,10070356774	,067784042120
Error distancia 32-46	,42030732660	,153657735685
Error distancia 34-32	,03174448078	,024957326832
Error distancia 34-42	,09031165808	,083135222220
Error distancia 34-44	,12286434612	,088670525349
Error distancia 34-46	,43098469245	,175485210022
Error distancia 36-32	,47881532155	,184116922199
Error distancia 36-34	,46833178420	,159890964676
Error distancia 36-42	,55153682721	,191679387668
Error distancia 36-44	,55528995184	,258666258962
Error distancia 36-46	,79898042134	,291747470223
Error distancia 42-44	,09474217136	,057315700240
Error distancia 42-46	,42030732660	,153657735685
Error distancia 44-46	,35938746004	,116490654060
N válido (por lista)		

Por lo tanto, se puede apreciar que hay un grupo de posiciones que claramente producirá errores en promedio mucho menores al otro grupo. Esta conclusión, no solo se utiliza para filtrar los datos en el presente análisis y no enmascarar el efecto de otras variables, sino que además supone una conclusión respecto a la conveniencia de la técnica de escaneado intraoral. Conforme a este resultado se puede decir que a la hora de realizar un escaneado intraoral, la precisión incrementará en general, con independencia del resto de variables, al escanear posiciones cercanas y con poca diferencia de angulación entre sí. Si se escanean posiciones lejanas y anguladas, con pocas referencias para el escáner, se pueden incurrir en errores importantes por encima de 200 micras que pueden suponer a posteriori desajustes importantes en la rehabilitación.

6.2.2. Error en ángulo por grupos

Realizamos el Test ANOVA (ANEXO 2) de medidas repetidas.

Como hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni.

Hay diferencias entre: ($p < .01$)

- 1(32-42) y 9 (36-34)
- 2 (32-44) con 6 (34-44) ,11 (36-44) y 12 (36-46)
- 3 (32-46) con 9(36-34) y 12 (36-46)
- 4 (34-32) con 12 (36-46)
- 5 (34-42) con 8 (36-32) y 9 (36-34)
- 6 (además de con 2) con 8(36-32) ,9(36-34) y 14 (42-46)
- 7 (34-46) con 9(36-34) y 14(42-46)

	Media	Desv. Desviación
Error ángulo 32-42	,47024780660	,663269594959
Error ángulo 32-44	,36618158872	,290349483099
Error ángulo 32-46	,43607589083	,350912387934
Error ángulo 34-32	,34058287349	,401630125043
Error ángulo 34-42	,48038105492	,516685840252
Error ángulo 34-44	,49562229668	,409268063445
Error ángulo 34-46	,49023267620	,384904271600
Error ángulo 36-32	,33578218842	,360079389430
Error ángulo 36-34	,26777345706	,303657134109
Error ángulo 36-42	,47319225249	,488184399633
Error ángulo 36-44	,55842696609	,572062736454
Error ángulo 36-46	,55243753355	,415281357744
Error ángulo 42-44	,40190398348	,435157802447
Error ángulo 42-46	,35458463928	,306256858349
Error ángulo 44-46	,37457736896	,426403226703
N válido (por lista)		

6.2.3 Error en altura proyectada por grupos

Realizamos el Test ANOVA (ANEXO 3) de medidas repetidas.

Como hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni

Hay diferencias entre: ($p < .01$)

- 1 (32-42) con todas menos 4 (34-32) y 9 (36-34)
- 2 (32-44) con todas menos 5 (34-42) ,6 (34-44) ,8 (36-32) y9 (36-44)

- 3 (32-46) con todas menos 6 (34-4) ,7 (34-46) ,10 (36-42) ,11 (36-44) y 14 (42-46)
- 4 (34-32) con todas menos 1(32-42) ,13 (42-44) y 15 (44-46)
- 5 (34-42) con todos menos 2 (32-44) ,8 (36-32) y9 (36-44)
- 6 (34-44) con todos menos 2 (32-44) ,3 (32-46), 10 (36-42) ,11 (36-44) y 14 (42-46)
- 7 (34-46) con todas menos 3 (32-46) ,10 (36-42) ,11 (36-44) y 14 (42-46)
- 8 (36-32) con todas menos 2,5 y 9

	Media	Desv. Desviación
Error altura 32-42	,08200889067	,072007217548
Error altura 32-44	,13370976679	,110199692842
Error altura 32-46	,22144073630	,190939700636
Error altura 34-32	,06258226664	,082230710183
Error altura 34-42	,12997489076	,132733788845
Error altura 34-44	,17612900958	,150495401305
Error altura 34-46	,24895190823	,201482922148
Error altura 36-32	,12013653258	,107805539902
Error altura 36-34	,10740581419	,078607700630
Error altura 36-42	,21443116084	,207692449482
Error altura 36-44	,24821866840	,234064595747
Error altura 36-46	,32996840972	,310521640452
Error altura 42-44	,05495035674	,048914197600
Error altura 42-46	,21567553680	,203684809483
Error altura 44-46	,06562810700	,059189088525
N válido (por lista)		

6.3 Análisis de los datos según el escáner utilizado.

En este apartado se estudia el posible efecto del tipo de scanner utilizado, sin discriminar tipos de scan body u operador, en cuanto a los errores medios producidos en los tres parámetros utilizados:

T de Student para muestras apareadas

		t	gl	Sig
Par 1	Error distancia escáner CEREC - Error Distancia Escáner TRIOS	3,770	218	,000
Par 2	Error ángulo Escáner CEREC - Error ángulo Escáner TRIOS	7,920	218	,000
Par 3	Error altura escáner CEREC - Error altura Escáner TRIOS	6,572	218	,000

Existen diferencias significativas entre los dos escáneres en los tres parámetros estudiados ($p < .01$).

El segundo escáner (TRIOS) tiene un error promedio menor en distancia, ángulo y altura.

	Media	Desv. Desviación
Error distancia escáner CEREC	,07517162695	,066045085944
Error Distancia Escáner TRIOS	,05458962460	,045950494539
N válido (por lista)		

	Media	Desv. Desviación
Error ángulo Escáner CEREC	,61247858712	,633235847126
Error ángulo Escáner TRIOS	,22748837569	,287752365099
N válido (por lista)		

	Media	Desv. Desviación
Error altura escáner CEREC	,08990963405	,084306268111
Error altura Escáner TRIOS	,04665461581	,046532234417
N válido (por lista)		

6.4 Análisis de los datos según el tipo de scan body.

De la misma forma, se pueden estudiar los errores en la medición de las tres variables del estudio y su dependencia del tipo de scan body. En las siguientes tablas se representan los intervalos de confianza para la media de los errores en cuanto a distancia, angulación y altura proyectada:

6.4.1 Errores en distancia

Realizamos el Test ANOVA de medidas repetidas

Origen		gl	F	Sig.
factor1	Esfericidad asumida	3	22,178	,000

Como hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni.

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	,001	,008	1,000	-,020	,021
	3	,032*	,007	,000	,013	,051
	4	,042*	,007	,000	,023	,061
2	1	-,001	,008	1,000	-,021	,020
	3	,031*	,005	,000	,017	,046
	4	,041*	,007	,000	,023	,059
3	1	-,032*	,007	,000	-,051	-,013
	2	-,031*	,005	,000	-,046	-,017
	4	,010	,005	,215	-,003	,023
4	1	-,042*	,007	,000	-,061	-,023
	2	-,041*	,007	,000	-,059	-,023
	3	-,010	,005	,215	-,023	,003

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

- Donde se observa que hay diferencias significativas del 1º scanbody (ELOS) con el tercero y cuarto (TicareMG y Talladium) ($p < .01$).

- No hay diferencias significativas entre el 1º (ELOS) y 2º (MG) ni entre el 3º (TicareMG) y 4º (talladium) ($p > .01$).

- Los Scanbody 3° y 4° tienen menor error en distancia que los 1° y 2°.

	Media	Desv. Desviación
Error distancia scanbody ELOS	,08311057426	,072429191392
Error distancia scanbody Mozo Grau	,08214273071	,065413123266
Error Distancia scanbody Ticare Mozo Grau	,05034222036	,039142533680
Error Distancia scanbody Talladium	,04101395502	,024709479855
N válido (por lista)		

6.4.2. Errores en ángulo.

Aplicamos el Test ANOVA de medidas repetidas.

Origen	gl	F	Sig.
factor1 Esfericidad asumida	3	57,953	,000

Observamos que hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	,451*	,074	,000	,254	,649
	3	,644*	,073	,000	,450	,839
	4	,602*	,073	,000	,407	,797
2	1	-,451*	,074	,000	-,649	-,254
	3	,193*	,028	,000	,119	,267
	4	,151*	,027	,000	,079	,222
3	1	-,644*	,073	,000	-,839	-,450
	2	-,193*	,028	,000	-,267	-,119
	4	-,042	,023	,451	-,105	,021
4	1	-,602*	,073	,000	-,797	-,407
	2	-,151*	,027	,000	-,222	-,079
	3	,042	,023	,451	-,021	,105

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

- Donde se observa que hay diferencias significativas del 1° y 2° scanbody entre sí y todos los demás ($p < .01$).
- No hay diferencias significativas entre el 3° (TicareMG) y 4° (talladium) ($p > .01$).
- Los Scanbody 3° y 4° tienen menor error en ángulo que los 1° y 2° y a su vez, el segundo menor que el primero.

	Media	Desv. Desviación
Error ángulo scanbody ELOS	,83692299968	,804042544184
Error ángulo scanbody Mozo Grau	,37162228617	,272277355832
Error ángulo scanbody Ticare Mozo Grau	,18565825454	,189734295976
Error ángulo scanbody Talladium	,22196044598	,186208748509
N válido (por lista)		

6.4.3 Altura proyectada.

Realizamos el test ANOVA de medidas repetidas

Origen		gl	F	Sig.
factor1	Esfericidad asumida	3	14,842	,000

Como hay diferencias significativas, se hacen comparaciones dos a dos con la t de Student con corrección por Bonferroni

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	-,009	,009	1,000	-,034	,015
	3	,042*	,007	,000	,022	,062
	4	,025*	,009	,046	,000	,050
2	1	,009	,009	1,000	-,015	,034
	3	,051*	,008	,000	,031	,072
	4	,034*	,009	,002	,009	,060
3	1	-,042*	,007	,000	-,062	-,022
	2	-,051*	,008	,000	-,072	-,031
	4	-,017	,009	,308	-,040	,006
4	1	-,025*	,009	,046	-,050	,000
	2	-,034*	,009	,002	-,060	-,009
	3	,017	,009	,308	-,006	,040

Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

- Donde se observa que hay diferencias significativas del 1º y 2º scanbody entre sí y con todos los demás ($p < .01$) y entre el 1º y el 4º para una $p < .05$.
- No hay diferencias significativas entre el 3º (TicareMG) y 4º (talladium) $p > .01$
- Los Scanbody 3º y 4º tienen menor error en altura que los 1º y 2º.

	Media	Desv. Desviación
Error altura scanbody ELOS (1)	,08226555465	,070082599812
Error altura scanbody Mozo Grau (2)	,08956794903	,066157610921
Error altura scanbody Ticare Mozo Grau (3)	,03944985563	,051050889844

Error altura scanbody Talladium (4)	,05534834553	,078344156252
N válido (por lista)		

6.5 Análisis de los datos según el operador.

Por último, se realiza un estudio análogo de la influencia del operador en los errores producidos, sin discriminar tipo de scan body o escáner.

T de Student para muestras apareadas.

		t	gl	Sig
Par 1	Error distancia 1º operador - Error distancia 2º operador	-,762	230	,447
Par 2	Error ángulo 1º operador - Error ángulo 2º operador	-3,317	230	,001
Par 3	Error altura 1º operador - Error altura 2º operador	,345	230	,730

Existen diferencias significativas entre los dos operadores solo en los errores de ángulo ($p < .01$).

-El primer operador tiene un error promedio menor.

	Media	Desv. Desviación
Error ángulo 1° operador	,35100497125	,504797860695
Error ángulo 2° operador	,46094194190	,520789896090
N válido (por lista)		

7. DISCUSIÓN

El objetivo principal del presente estudio era conocer y comparar las discrepancias de exactitud en la medición respecto a la altura, distancia y ángulo o inclinación de las posiciones de los scan body posicionados en el modelo de resina y su correspondiente modelo virtual y si estas discrepancias eran o no estadísticamente significativas.

Los resultados obtenidos del presente trabajo de investigación deben ser analizados en el contexto general tanto de las técnicas analizadas como de la muestra estudiada. En este sentido, existen una serie de limitaciones en relación al estudio que deben de ser consideradas para poder entender mejor los resultados.

7.1 Discusión de la metodología.

Los estudios que hay respecto a la exactitud y precisión del flujo de trabajo (5, 15, 44, 76, 77, 82, 116) se categorizan en tres grupos: el primero es la evaluación de la impresión; el segundo grupo es la precisión del modelo de trabajo virtual o real; y el tercero es el ajuste de las rehabilitaciones orales sobre implantes.

En el presente estudio se ha analizado la exactitud en el escaneo intraoral teniendo en cuenta 3 parámetros (distancia, ángulo y altura) y estudiando 16 grupos experimentales y 15 diferentes posiciones relativas de implantes con un tamaño muestral “n” de 10. Total: 7200 datos. La tasa de datos que fueron rechazados como incorrectos (outliers) supuso un 1’14% de la muestra total, lo cual, dada la amplitud del tamaño muestral no generó ningún tipo de sesgo en la interpretación de los resultados.

Este estudio se dedicó realizar “in vitro”, (lo que no deja de tener ciertas limitaciones), para eliminar factores que pudieran influir en el escaneo intraoral y afectar en definitiva a las mediciones obtenidas, como son la interferencia de la lengua y otros tejidos blandos, presencia de saliva, complejidad en el acceso para escanear implantes en determinadas zonas posteriores, además de no ser igual de reproducible la colocación del scan body “in vivo” (85), por tanto, sería interesante en un futuro realizar un estudio “in vivo” que valore la influencia de los tejidos blandos y móviles en estas condiciones, comparando; por ejemplo, un escaneo del maxilar superior edéntulo, donde hay además referencias visuales

relativamente estáticas como las rugas palatinas y del inferior con la lengua y suelo de la boca, próximos a la zona a escanear.

En relación al modelo de estudio consideramos que los modelos de resina serían mas interesantes que los de yeso, ya que este material sufre cambios dimensionales con el paso del tiempo o condiciones ambientales (93).

La resina empleada tiene una cobertura en silicona de un color neutro que no refleja la luz, por lo que el modelo es adecuado para realizar mediciones con escáneres ópticos, además es resistente al desgaste y estable tridimensionalmente lo que ayuda a que el modelo se mantenga inalterado durante todo el estudio.

Se descartaron los modelos en metal a causa de sus características desfavorables de reflexión de luz en superficie, lo que podría alterar el escaneo, como así se demuestra en la bibliografía. (7)

En relación al número de implantes, optamos por 6 como solución rehabilitadora, al igual que otros estudios de referencia (21, 109) con la diferencia de que en esos estudios, no hay referencia a los datos de errores máximos en sus resultados, se utilizaron análogos de conexión interna, dicha conexión cuando se rehabilita para hacer una prótesis parcial o completa, debe llevar atornillada un pilar transepitelial (114), sería interesante realizar un estudio con scan bodies sobre análogos de conexión externa y conexión interna con y sin pilar transepitelial, lo que nos permitiría conocer como influye el tipo de conexión en la impresión digital.

En relación a los escáneres empleados, los escogimos por tratarse de dos tipos diferentes de tecnología, microscopía confocal y tecnología de vídeo, otros estudios utilizan un mayor número pero no analizan variables como el operador o el tipo de scan body que si incluimos en nuestro estudio (20, 38, 73, 76), descartamos escáneres con principio de onda activo, ya que según la literatura consultada son los que peores resultados obtiene (20, 95).

Los escáneres se utilizaron con la luz ambiental de la clínica, siguiendo las especificaciones del fabricante y la que aconsejan la bibliografía consultada, así como el seguimiento de un protocolo óptimo de escaneado (98, 105).

Un factor que puede haber generado discrepancias en las medidas son las variaciones y tolerancias de fabricación de los scan body. En este estudio, cada scan body se colocó en su análogo del tipodonto como el fabricante recomendaba, sin embargo no se midió con el escáner táctil tras cada escaneado, algo que podría generar imprecisiones, ya que al atornillar y desatornillar cada scan body se ha demostrado que puede sufrir deformaciones a partir de mas de 10 usos (89) o no ser igual de precisa la colocación (86, 107).

Stimmelmayer et al. (86) analizaron “in vitro” la exactitud de las mediciones con un escáner de laboratorio del mismo tipo de scan body en el mismo modelo con 4 análogos de implante y 4 implantes, atornillando siempre los scan body con llave dinamométrica a 5N/cm².

El resultado mostró una discrepancia de 39 ± 58 mm en los implantes originales y 11 ± 17 mm en los análogos, lo cual podría hacer indicar que el haber realizado el escaneado con análogos del implante también podría haber influido en el resultado.

Seleccionamos los 4 tipos de scan body que fueran lo más dispares posible en cuanto a geometría y altura, pensando que dicha circunstancia podría influir en la exactitud de la medición en base al estudio de Fluegge et al. (90) que determinó que la superficie de escaneado cuanto mas ancha y larga es mejor para una mayor exactitud de escaneado y por ende, en la determinación de la posición correcta del implante. El único estudio en el que se evalúa la precisión y exactitud de diferentes scan bodies fue publicado recientemente (103), pero sólo estudia 3 scan bodies sin tener en cuenta su geometría y descartando uno de ellos en los resultados .Además lo hace sobre tipodontos parcialmente edéntulos.

Los scan body utilizados en el estudio son de peek, ya que los escáneres intraorales no registran bien la información sobre superficies metálicas y reflectantes, dando lugar a numerosos “holes” (104). Es un material de color neutro con un valor alto (es de color claro), similar al de la escayola piedra mejorada, y un brillo de superficie adecuados para la medición por parte de escáneres ópticos. Es muy estable tridimensionalmente, modificándose muy poco con los cambios de temperatura. También logra fresarse muy fácilmente, lo que facilitó la confección del modelo 3 de scan body (PR1039. Ticare Mozo Grau S.A. Spain), dicho scan body fue un prototipo diseñado basándose en los estudios que respaldan que a mayor número de caras, mejor interpolación del objeto (105-108), ya que al medir, los escáneres, puntos sueltos; tienden a generar mas discrepancias en las zonas con ángulos, lo que penaliza el resultado, por ello se ideó una estructura que tuviera grandes y números

caras con la idea de que entre todas permitieran una mejor reposición en el modelo virtual, anulando las imprecisiones que las zonas con ángulos a su vez generan. Aunque a día de hoy dicho scan body está disponible en el mercado, en el momento de realización de este estudio no estaba comercializado.

El torque con el que atornillamos los scan body fue de 5N/cm² con llave dinamométrica, dicha llave es una herramienta que no permite una precisión exacta, lo cual podría generar discrepancias, incluso con el uso tiende a descalibrarse generando aún mayores discrepancias. (100)

Es preciso reseñar que en los scan bodies de una sola pieza en peek que si la parte metálica del transepitelial no se ubica totalmente subgingival, dicho metal puede reflejar la luz, (104) no quedando totalmente registrada la superficie de dicho scan body y alterar negativamente la exactitud del mismo. Una opción interesante sería realizar un proceso de pulverización en la fase de impresión digital, procedimiento que no se realiza habitualmente ya que la capa de polvo o “pattern” aplicado podría engrosar la superficie tratada entre 14 y 85 μ, pudiendo influir en la homogeneidad.(101, 102)

Por último, en relación a este tema, sería útil, para futuras búsquedas bibliográficas. Un consenso en la denominación del aditamento “scan body”, ya que en la bibliografía figura en múltiples estudios como “coded abutment”, “scan body” y no pudiendo descartar otras denominaciones que se nos pudieran haber pasado por alto. (86, 88)

La exactitud de las impresiones digitales puede disminuir conforme aumenta el número de scan bodies (implantes) en la arcada, el hecho de que los scan bodies sean idénticos, dificultaría al escáner intraoral identificar la posición correcta de los mismos, así como la técnica (40-42).

La variable “estrategia de escaneo” no fue considerada por ser un tema ya ampliamente estudiado (45) y que cada fabricante de escáneres especifica en su manual de utilización, no consideramos interesante añadirla.

En los dos escáneres utilizados, la estrategia podría resumirse en empezar por las caras oclusales, en el caso de un maxilar edéntulo, la parte mas coronal de la cresta y teniéndola como referencia oclusal, realizar un barrido total del arco, pasando posteriormente a la parte vestibular, teniendo ya las referencias necesarias para que el escáner realice la super-

posición de las imágenes y formar el modelo virtual una vez termine el barrido por la parte lingual. Esto sería siempre utilizando lo que se conoce como “estrategia de escaneado único”, es decir escaneando únicamente con los scan bodies posicionados sobre los implantes, no siendo necesario otro escaneado previo sin ellos o al provisional. (46)

En referencia a la extensión de la impresión, el mayor hándicap que tienen los escáneres intraorales es obtener impresiones de alta precisión y exactitud en áreas extensas y de esta manera logra simplificar el flujo de trabajo (40-42). Una alternativa en arcadas completas, es la fotogrametría (68, 79, 80) aunque no hay evidencia científica de que su ajuste sea mejor que la impresión convencional o que la impresión con scan bodies y el escáner intraoral.

Lee et al. (13), espolvorean cemento de óxido de zinc-eugenol sobre la zona edéntula seca previamente, facilitando la captación de imágenes por parte del escáner y resolviendo, a la vez, la problemática que existe acerca de la falta de referencias anatómicas estables. Otra técnica diferente consiste en aplicar seis puntos de resina fluida a lo largo del paladar en forma de semicírculo, se polimeriza y esperan a que seque para escanear. Los problemas de esta técnica además de la capacidad reflectiva del material a la luz y que estos deben ser fijados siempre en encía queratinizada para evitar que se muevan durante el escaneado, es que en el modelo virtual aparecen esos puntos de resina, aunque pudieran eliminarse posteriormente con el software (108). Otra opción consiste en ferulizar los scan bodies previamente a la toma de la impresión, si bien, para algunos autores es idónea (11), para otros, genera un error acumulado desde el implante más mesial al distal. (11, 41, 98)

Por último, con respecto a la elección del escáner táctil Renishaw como herramienta destinada a obtener los valores de referencia, indicar, que esto se debe a que se le reconoce como el más preciso para la verificación de medidas de elementos sólidos tridimensionales (81).

Por otro lado, el radio de la punta palpadora de rubí (0'5mm) del escáner táctil fue suficiente para poder posicionarse de un modo estable sobre los puntos de referencia en el

modelo real sin dar lugar a inexactitudes importantes en estas mediciones, dando lugar a los valores de referencia o “gold standard” del estudio.

La desviación estándar se utiliza en múltiples estudios que comparan diferentes variables en el escaneado intraoral (28, 30, 94, 95, 111). Esta variable nos indica la precisión de cada uno de los escáneres, operadores y scan bodies. Es decir, a menor desviación estándar, mayor precisión. En múltiples estudios se han realizado tanto la exactitud como la precisión para evaluar el comportamiento de las variables de escaneado. (1, 10, 13-15, 20, 29-34, 37, 41, 43, 45, 49, 51, 52, 58, 76, 77, 81, 83, 87-89, 93, 95, 98, 102, 106, 107, 109-111, 118, 119)

En algunos estudios se superponen todos los archivos .stl y los conjuntos de datos y se calculan las desviaciones estándar (20, 86). En nuestro caso, al igual que Revilla-León et al. (103), comparamos los datos obtenidos del archivo .stl con los datos obtenidos del escáner táctil. (Software Exocad DentalDB 1.0 5585 y Escáner Renishaw)

Estos valores de referencia posteriormente se “solapan” con los obtenidos mediante los dos softwares de diseño Exocad Dental DB 1.0 5585 en el caso de Cerec Omnicam ® (Sirona, Bensheim, Alemania) y 3 Shape Dental Systema 2019 para el TRIOS 3 (3Shape, Copenhagen; Denmark) donde se inserta el archivo .stl obtenido por los dos escáneres.

Además de este método, hay softwares como el Geomagic Qualify ® que permiten hacer lo que llaman un “best-fit” que viene siendo un alineamiento virtual, lo que permitiría observar mas exactamente que puntos de toda la superficie escaneada presentan una menor precisión y por lo tanto mayor desajuste, permitiendo sacar mas conclusiones.

La potencial desventaja que presenta el “best-fit” es que al buscar relación entre ambos archivos .stl que tenga menor desajuste, una discrepancia de una zona concreta puede quedar disimulada a costa de distribuirla de manera media por el resto del modelo virtual. Ello podría esconder un error sistemático de medida de zonas concretas.

Dicho software es muy utilizado para la evaluación de la exactitud de escáneres intraorales (82) pero a pesar de ello, por el motivo citado previamente descartamos este procedimiento para evaluar la exactitud y preferimos el escáner táctil.

7.2 Discusión de los Resultados.

La discrepancia promedio fue la variable de estudio principal. Representa cuanto se pudo desviar la posición de cada punto del archivo .STL respecto lo obtenido con el escáner táctil Renishaw. Esto sería un buen indicador de la exactitud del escáner (36), pero no es un dato de toda la superficie escaneada y no proporciona información del comportamiento del escáner según la zona del scan body.

El objetivo principal del estudio era conocer la capacidad de poder realizar una estructura mediante una impresión digital sobre 6 implantes para una arcada completa y que esta tuviera un ajuste pasivo. (68) Dicho ajuste es prácticamente imposible de conseguir (69, 70) y además hay discrepancias entre diferentes autores de lo que se podría considerar como aceptable, unos refieren que desajustes inferiores a 150um son aceptables, ya que no inducen complicaciones clínicas (71). Otros consideran el límite de tolerancia mas bajo en torno a 70 y 75um (72-75), datos que se aproximan a lo que determinan los últimos estudios que se podría considerar la desviación media del escaneado 3D con los escáneres utilizados en nuestro estudio: Omnicam (Cerec) y Trios (3Shape) (76).

Es importante recalcar que estos límites de ajuste pasivo deben ser tenidos en cuenta para complicaciones mecánicas, ya que el tamaño de un microorganismo bucal se encuentra alrededor de dos micras y cualquier discrepancia marginal que pueda superar dicho valor puede provocar un fracaso de la rehabilitación o derivar en problemas biológicos como periimplantitis y mucositis con el consiguiente riesgo de pérdida de oseointegración del implante (53, 54).

La tendencia que debemos seguir para obtener el éxito clínico, es elegir el tipo de impresión mas fiable en cuanto a exactitud y precisión, a pesar de que aseveren algunos artículos (71-75) estar por debajo del límite clínicamente aceptable.

Por lo tanto, al no haber tampoco un consenso claro de lo que es aceptable, en cuanto a límites de ajuste pasivo se refiere, deberían realizarse mas estudios.

Al poder evaluar la exactitud y tener datos de cada uno de los implantes escaneados, hemos podido verificar que cuanto mayor es el área escaneada, mayor es la imprecisión.

Los mayores errores de desviación estándar se dieron en la zona comprendida de los implantes 36 a 46, siendo estas 0'798mm en distancia, 0'552 ° en angulación y 0'329 mm en altura frente a los 0'468 mm de distancia, 0'267° en angulación y 0'107mm en altura en el caso de los dos implantes mas cercanos en 36 y 34, siendo estas diferencias estadísticamente significativas.

Los errores medios en ángulo dependen poco de la distancia relativa y angulación entre los implantes y están entre 0'2° y 0'5° (p-valor<0.01)

Los errores medios en altura son menores a 100µm (p-valor <0.01) cuando se escanean dos implantes cercanos (<20mm) y paralelos (<3°) entre sí (Posiciones 42-44).

Los errores medios en distancia son menores a 100µm (p-valor <0.01) cuando se escanean dos implantes cercanos (<20mm) y paralelos (<3°) entre sí (Posiciones 42-44).

Los errores medios en distancia son mayores a 700µm (p-valor <0.01) cuando se escanean dos implantes lejanos (>20mm) o disparalelos (>14°) entre sí (Posiciones 36-46)

Los errores medios en altura son mayores a 300µm (p-valor <0.01) cuando se escanean dos implantes lejanos (>20mm) o disparalelos (>14°) entre sí (Posiciones 36-46).

Se encuentra una fuerte dependencia en el error de posicionamiento en distancia con la posición relativa de implantes estudiada siendo el error mayor cuanto mayor es la distancia y angulación entre los implantes escaneados.

Estudios recientes como el de Mizumoto et al. (119) evaluaron diversos escáneres y scan bodies en una arcada edéntula y rehabilitada con 4 implantes, aún tratándose de un menor número de implantes, mostraron resultados de desviación estándar en distancia superiores a 0'17mm y en angulación de 0'5°.

Esto haría indicar que aún no teniendo el escáner una aplicación clínica para realizar una rehabilitación total sobre implantes, sí que parecería poder utilizarse para restauraciones de tramos mas pequeños y en esta línea, sería interesante estudiar hasta que límite de extensión es viable conseguir un buen ajuste en una prótesis parcial sobre implantes.

En resumidas cuentas, las limitaciones del presente estudio son las condiciones in vitro, el limitado número de escáneres, el limitado número de scan bodies testados y el no comparar situaciones de desdentados parciales con desdentados totales.

Serían interesantes futuros estudios del prototipo PRMG (SB3), con un solo operador experimentado, con condiciones “in vivo” e incluyendo las siguientes variable o modificaciones por las justificaciones que ya hemos explicado previamente:

- Realizar el escaneado en una caja de metacrilato negra.
- Añadir la variable “tipo de conexión”.
- Añadir la variable “con/sin ferulizar”
- Evaluar la exactitud con el escáner táctil y un software que permita realizar un “best-fit”, para así poder sacar mas conclusiones sobre el ajuste pasivo.
- Añadir puntos de resina en los tramos edéntulos para tener ayudar al escáner a tener mas referencias.
- Utilizar escáneres de reciente incorporación al mercado como el TRIOS 4 y PRIMESCAN, con una mayor resolución, lo que podría influir en la precisión del escaneado en superficies con terminaciones en ángulos vivos.
- Una vez optimicemos todas estas variables y condiciones “in vitro” compararlas con un estudio de iguales características “in vivo”

8. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones del estudio, podemos concluir:

1. Los scan bodies PRMG (SB3) y TALL (SB4) producen menores errores en distancia, entre los centros de los planos de trabajo que los scan bodies ELOS (SB1) y MG (SB2) siendo de manera significativa en ELOS (SB1) respecto a PRMG (SB3) y TALL (SB4) .

2. Los scan bodies PRMG (SB3) y TALL (SB4) producen menores errores en altura proyectada de los implantes entre sí que los scan bodies ELOS (SB1) y MG (SB2) de manera significativa y a su vez MG (SB2) menos que ELOS (SB1) siendo también de manera significativa esta diferencia.

3. Los scan bodies PRMG (SB3) y TALL (SB4) tienen menor error en ángulo que los ELOS (SB1) y MG (SB2) de manera significativa y a su vez MG (SB2) menos que ELOS (SB1) siendo también de manera significativa esta diferencia.

4. Existen diferencias significativas entre los dos escáneres en los tres parámetros estudiados. El escáner Trios 3 (SC2) tiene un error promedio menor en distancia, ángulo y altura.

5. Hay diferencias estadísticamente significativas únicamente en los errores en ángulo entre los resultados obtenidos por los dos operadores participantes en este estudio.

6. Con independencia de cualquiera de los parámetros estudiados, se aprecia que los errores de escaneado pueden ser demasiado elevados para conseguir un buen ajuste en estructuras grandes con implantes disparelos, por lo que las cámaras de escáneres intraorales con la técnica actual no proporcionan precisión suficiente para asegurar un buen ajuste en éste tipo de trabajos.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):466-73.3.
2. Schneider, A., Kurtzman, G.M. & Silverstein, L.H., Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *Journal of Dental Technology.* 2001; 18: 23–25.
3. Duret F, CAD/CAM in dentistry. *Journal of the California Dental Association.* 1988;177:715–20. 19.
4. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In *Current concepts.* Quintessence Int 1996;27:433-436.
5. Ferrari T, Zarone F, Joda M., The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health,* 2017;17:124.
6. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):3-12.
7. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.
8. Corominas-Delgado C, Espona J, Lorente-Gascón M, Real-Voltas F, Roig M, Costa-Palau S. Digital implant impressions by cone-beam computerized tomography: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Nov;27(11):1407-1413.
9. Kapos, T., & Evans, C., CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants,* 2014; 29(Suppl), 117–136.

10. de Franca, D.G., Morais, M.H., das Neves, F.D. & Barbosa, G.A., Influence of cad/cam on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015; 113: 22–28.
11. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Nov;28(11):1360-1367
12. Mörmann W. Dental CAD/CAM systems. A 20-year success store. *Journal of the California Dental Association*. 2006;173(9 (supplement)):7S-13S.
13. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C., The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2008; 100:285–291
14. Del Corso M, Abà G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM., Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res*, .21-11:214;2009
15. Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: from data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent*, 2016;115: 749-54.
16. Couteau B1, Payan Y, Lavallée S. The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *J Biomech*. 2000 Aug;33(8):1005-9.

17. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017:8427595.
18. Strub JR1, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289-96.
19. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health.* 2017 Dec 12;17(1):149.
20. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jun;28(6):648-653.
21. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204:505–511
22. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc.* 2008; 139:761–763
23. Logozzo S., Zanetti E.M., Franceschini G., Kilpela A., Makynen A., Recent advances in dental optics-Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering.* 2014; 54:203-221

24. Kurz M., Attin T., Mehl A., Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical Oral Investigations*. 2015; 19:2035-2043

25. Mörmann W.H., The evolution of the CEREC system. *Journal of American Dental Association*. 2006; 137(9 supplement):7S-13S

26. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O., Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent*. 2004; 13:358–366

27. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G., An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2004; 92:470–476

28. Cabral LM, Guedes CG., Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent*. 2007; 16:187–194

29. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri., A Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2004; 19:192–198

30. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A., Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontic Restor Dent*. 1992; 12:112–121

31. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):216-22.

32. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:186–192
33. Stimmelmayer M, Erdet K, Guth J-F, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model-a digital approach. *Clin oral invest.* 2011;16(4):1137-42
- 34 Ender A, Mehl A., In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015;46:9-17.
- 35 Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC., Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144: 471-8.
36. Su T, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res.* 2015;59: 236-42.
37. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes 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: 498-504.
38. Patzelt SBM, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 2013;144:914-20.
39. Denry I., Kelly J.R., Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research.* 2014; 93(12):1235-1242.

40. Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradies G., An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *J Prosthodont* 2017;26:650-5.

41. Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M., Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015; Jan-Feb;30(1):56-64.

42. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K., Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *Int J Prosthodont*. 2016;29:277-83.

43. Patzelt S.B., Bishti S., Stampf S., Att W., Accuracy of computer- aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *Journal of American Dental Association*. 2014; 145(11):1133–40.

44. Joda T, Katsoulis J., Brägger U., Clinical fitting and adjustment time for implant-supported crowns comparing digital and conventional workflows. *Clinical Implant Dental Related Research*. 2016; 18(5):946-954

45. Mandelli F, Gherlone e, Keeling A, Gastaldi G, Ferrari M. Full-arch intraoral scanning: comparison of two different strategies and their accuracy outcomes. *J Osseointegr*. 2018;10(3):65 -74

46. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, & Matta R E. 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; 29:309-314
47. Andriessen F.S., Rijkens D.R., van der Meer W.J., Wismeijer D.W., Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014; 111(3):186- 194
48. Bidra A.S., Taylor T.D., Agar J. R., Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013; 109(6):361-6
49. Patzelt S.B., Emmanouilidi A., Stampf S., Strub J.R., Att W, Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*. 2014; 18:1687-94.
50. Deferm JT, Schreurs R, Baan F, Bruggink R, Merckx MAW, Xi T, Bergé SJ, Maal TJJ. Validation of 3D documentation of palatal soft tissue shape, color, and irregularity with intraoral scanning. *Clin Oral Investig*. 2018 Apr;22(3):1303-1309.
51. Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLoS One*.e0158800:(7)11;2016 .

52. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardó A, Camps I., Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent* 2018;10:e361-6.

53. Brogini, N., McManus, L.M., Hermann, J.S., Medina, R.U., Oates, T.W., Schenk, R.K., Buser, D., Mellonig, J.T. & Cochran, D.L. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*. 2003; 82: 232– 237.

54. Leonhardt A, Renvert S, Dahlen G Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 1999; 10:339–345

55. Kim, Y, Oh, T.J., Misch, C.E. & Wang, H.L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*. 2005; 16: 26–35.

56. Bacchi, A., Consani, R.L., Mesquita, M.F. & Dos Santos, M.B. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-d finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013; 71: 1243– 1249.

57. Guindy, J.S., Besimo, C.E., Besimo, R., Schiel, H. & Meyer, J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1998; 25: 403–408.

58. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C., Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res.*1992; 3:9–16
59. Byrne, D., Houston, F., Cleary, R. & Claffey, N., The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry.*1998; 80: 184–192.
60. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR., Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1996;75:314-25.
61. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29: 608-21.
62. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK., Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662-7.
63. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:659-65.
64. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jul-Aug;12(4):527-40. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Sep-Oct;12(5):709.

65. Hammerle, C.H., Wagner, D., Bragger, U., Lussi, A., Karayiannis, A., Joss, A. & Lang, N.P., Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clinical Oral Implants Research* . 1995; 6: 83–90.

66. Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J.Y. , Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003; 90: 121–132.

67. Pera P, Menini M, Bevilacqua M, Pesce P, Pera F, Signori A, Tealdo T Factors affecting the outcome in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a 6-year prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014; 34:657–665

68. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-80.

69. Sahin S, Cehreli MC The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10:85–92

70. Carlsson L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. *Nobelpharma News*. :8:5;1994

71. Sahin S, Cehreli MC The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10:85–92

72. Buzayan MM, Yunus NB. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: A review of the literature. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:16-23.
73. van der Zel, J.M., Vlaar, S., de Ruiter, W.J. & Davidson, C. The cicero system for cad/cam fabrication of full-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001; 85: 261–267.
74. Denissen, H., Dozic, A., van der Zel, J. & van Waas, M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered cicero, cerec, and procera onlays. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 513–506 :84 ;2000
75. Mormann, W., Brandestini, M., Ferru, A., Lutz, F. & Krejci, I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin*. 1985; .1129 –1118 :95
76. Papaspyridakos P, Chen YW, Alshawaf B, Kang K, Finkelman M, Chronopoulos V, Weber HP. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. *J Prosthet Dent*. 2020 Nov;124(5):589-593.
77. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 2013:1759-64.

78. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master cast in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil.* 1995;22:557–564

79. Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5:3036–

80. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Photogrammetry: An alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. *Int J Prosthodont.* 1999;12:363–368.

81. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and accuracy of a digital impression scanner in full-arch implant rehabilitation. *Int J Prosthodont* 2018;31:171-5

82. Zhang Y, Tian J, Wei D, Di P, Lin Y. Quantitative clinical adjustment analysis of posterior single implant crown in a chairside digital workflow: A randomized controlled trial. *Clin Oral Impl Res.* 2019;30:1059–1066

83. Stimmelmayer M, Erdet K, Guth J-F, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model—a digital approach. *Clin oral invest.* 2011;16(4):1137-42

84. Abduo, J., Bennani, V., Waddell, N., Lyons, K. & Swain, M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2010; 25: 506–515.

85. Kan, J.Y., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C.J. & Lang, B.R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81: 7–13.
86. Michael Stimmelmayer & Jan-Frederik Güth & Kurt Erdelt & Daniel Edelhoff & Florian Beuer. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clin Oral Invest*. 2012; 16:851–856
87. Güth J.F., Keul C., Stimmelmayer M., Beuer F., Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17:1201-8.
88. Eliasson A, Ortorp A. The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May;14 Suppl 1:e30-8.
89. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G. Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28: 228-40.
90. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A novel method to evaluate precision of optical implant impressions with commercial scan bodies—An experimental approach. *J Prosthodont* 2017;26:34-41.
91. Ryan M, Mizumoto, Burak Yilmaz, Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):343-352

92. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020 Aug;124(2):161-167.
93. Ribeiro P, Herrero-Climent M, Diaz-Castro C, Rios-Santos J.V, Padros R, Mur J.G., Falcao C. Accuracy of Implant Casts Generated with Conventional and Digital Impressions-An In Vitro Study. *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 2018;15:1599
94. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*. 2016 Sep 29;11(9):e0163107.
95. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):92.
96. 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(5):829.
97. 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;60:1–7.
98. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan M, Krishnamurthy VR. Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light

conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent.* 2020 Sep;124(3):372-378.

99. Schmidt A, Billig JW, Schlenz MA, Rehmann P, Wöstmann B. Influence of the Accuracy of Intraoral Scanbodies on Implant Position: Differences in Manufacturing Tolerances. *Int J Prosthodont.* 2019 Sep/Oct;32(5):430-432.

100. Chia VA, Esguerra RJ, Teoh KH, Teo JW, Wong KM, Tan KB. In vitro three-dimensional accuracy of digital implant impressions: the effect of implant angulation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:313-2

101. Nedelcu, R.G. & Persson, A.S. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2014; 112: 1461.1471 –

102. 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. *JPD.* 2017; 117 (1): 93-101.

103. Revilla-León M, Fogarty R, Barrington JJ, Zandinejad A, Özcan M. Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *J Prosthet Dent.* 2020 Aug;124(2):202-210.

104. Henkel G.L. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compendium Continuing Education in Dentistry* .2007;28:422-4, 426-8, 430-1.

105. Revilla-León M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Özcan 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 Nov;124(5):575-580.

106. 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.

107. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of intraoral scanners: a systematic review of influencing factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2018;26:101-21.

108. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018;119:214-9.

109. 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 Jun 4;2018:3761750.

110. Chew AA, Esguerra RJ, Teoh KH, Wong KM, Ng SD, Tan KB. Three-dimensional accuracy of digital implant impressions: effect of different scanners and implant level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;32:70-80.

111. Lin WS, Harris BT, Elathamna EN, Abdel-Azim T, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:102-9.
112. Joda T, Bragger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Nov;25(11):1304-6
113. Gherlone EF, Ferrini F, Crespi R, Gastaldi G, Capparé P. Digital impressions for fabrication of definitive “all-on-four” restorations. *Implant Dent* 2015;24: 125-9.
114. Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. Conventional versus digital impressions for “All-on-Four” restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:324-30.
115. Ciccù M, Fiorillo L, D'Amico C, Gambino D, Amantia EM, Laino L, Crimi S, Campagna P, Bianchi A, Herford AS, Cervino G. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review. *Materials (Basel).* 2020 Apr 23;13(8):1982.
116. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers H A. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(10):1113.1118–

117. Hinds KF. Custom Impression coping for an exact registration of the healed tissue in the esthetic implant restoration. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.* 1997; 17(6): 584-91.

118. Ender A., Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J. Prosthet. Dent.* 2013;109:121.128–

119. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA Jr, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 2020;123:96-104.

10. ANEXOS

10.1 ERROR EN DISTANCIA POR GRUPOS

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	-,035*	,007	,000	-,060	-,011
	3	-,355*	,014	,000	-,403	-,306
	4	,034*	,005	,000	,016	,052
	5	-,025*	,004	,000	-,037	-,012
	6	-,057*	,009	,000	-,089	-,026
	7	-,365*	,015	,000	-,418	-,313
	8	-,413*	,017	,000	-,473	-,353
	9	-,403*	,015	,000	-,455	-,351
	10	-,486*	,016	,000	-,542	-,430
	11	-,490*	,023	,000	-,571	-,408
	12	-,733*	,025	,000	-,822	-,645
	13	-,029*	,006	,000	-,050	-,008
	14	-,355*	,014	,000	-,403	-,306
	15	-,294*	,010	,000	-,331	-,257
	2	1	,035*	,007	,000	,011
3		-,320*	,010	,000	-,354	-,285
4		,069*	,006	,000	,047	,090
5		,010	,008	1,000	-,017	,038
6		-,022*	,004	,000	-,036	-,008
7		-,330*	,011	,000	-,370	-,290
8		-,378*	,013	,000	-,424	-,332
9		-,368*	,011	,000	-,408	-,328
10		-,451*	,013	,000	-,497	-,405
11		-,455*	,018	,000	-,519	-,390
12		-,698*	,021	,000	-,772	-,625
13		,006	,005	1,000	-,011	,022
14		-,320*	,010	,000	-,354	-,285

	15	-,259*	,009	,000	-,291	-,226
3	1	,355*	,014	,000	,306	,403
	2	,320*	,010	,000	,285	,354
	4	,389*	,012	,000	,344	,433
	5	,330*	,014	,000	,279	,381
	6	,297*	,009	,000	,264	,331
	7	-,011	,005	1,000	-,028	,007
	8	-,059*	,008	,000	-,088	-,029
	9	-,048*	,007	,000	-,072	-,024
	10	-,131*	,008	,000	-,159	-,103
	11	-,135*	,012	,000	-,179	-,091
	12	-,379*	,013	,000	-,424	-,333
	13	,326*	,011	,000	,288	,364
	14	,000	,000	.	,000	,000
	15	,061*	,007	,000	,036	,086
	4	1	-,034*	,005	,000	-,052
2		-,069*	,006	,000	-,090	-,047
3		-,389*	,012	,000	-,433	-,344
5		-,059*	,007	,000	-,083	-,034
6		-,091*	,008	,000	-,118	-,064
7		-,399*	,014	,000	-,450	-,348
8		-,447*	,015	,000	-,501	-,394
9		-,437*	,013	,000	-,483	-,390
10		-,520*	,016	,000	-,575	-,464
11		-,524*	,021	,000	-,598	-,449
12		-,767*	,023	,000	-,851	-,684
13		-,063*	,005	,000	-,082	-,044
14		-,389*	,012	,000	-,433	-,344
15		-,328*	,009	,000	-,361	-,294
5		1	,025*	,004	,000	,012
	2	-,010	,008	1,000	-,038	,017
	3	-,330*	,014	,000	-,381	-,279
	4	,059*	,007	,000	,034	,083
	6	-,033	,009	,065	-,066	,001

	7	-,341*	,015	,000	-,393	-,288
	8	-,389*	,018	,000	-,452	-,325
	9	-,378*	,016	,000	-,434	-,322
	10	-,461*	,016	,000	-,518	-,405
	11	-,465*	,024	,000	-,550	-,380
	12	-,709*	,025	,000	-,799	-,619
	13	-,004	,007	1,000	-,030	,021
	14	-,330*	,014	,000	-,381	-,279
	15	-,269*	,011	,000	-,309	-,229
6	1	,057*	,009	,000	,026	,089
	2	,022*	,004	,000	,008	,036
	3	-,297*	,009	,000	-,331	-,264
	4	,091*	,008	,000	,064	,118
	5	,033	,009	,065	-,001	,066
	7	-,308*	,011	,000	-,346	-,270
	8	-,356*	,012	,000	-,399	-,313
	9	-,345*	,011	,000	-,384	-,306
	10	-,429*	,012	,000	-,472	-,385
	11	-,432*	,016	,000	-,490	-,374
	12	-,676*	,019	,000	-,745	-,607
	13	,028*	,006	,001	,006	,050
	14	-,297*	,009	,000	-,331	-,264
	15	-,237*	,009	,000	-,270	-,203
7	1	,365*	,015	,000	,313	,418
	2	,330*	,011	,000	,290	,370
	3	,011	,005	1,000	-,007	,028
	4	,399*	,014	,000	,348	,450
	5	,341*	,015	,000	,288	,393
	6	,308*	,011	,000	,270	,346
	8	-,048*	,010	,001	-,084	-,011
	9	-,037*	,009	,007	-,070	-,005
	10	-,121*	,008	,000	-,147	-,094
	11	-,124*	,013	,000	-,172	-,077
	12	-,368*	,012	,000	-,411	-,325

	13	,336*	,012	,000	,292	,380
	14	,011	,005	1,000	-,007	,028
	15	,072*	,009	,000	,038	,105
8	1	,413*	,017	,000	,353	,473
	2	,378*	,013	,000	,332	,424
	3	,059*	,008	,000	,029	,088
	4	,447*	,015	,000	,394	,501
	5	,389*	,018	,000	,325	,452
	6	,356*	,012	,000	,313	,399
	7	,048*	,010	,001	,011	,084
	9	,010	,004	,949	-,004	,025
	10	-,073*	,008	,000	-,101	-,045
	11	-,076*	,009	,000	-,109	-,044
	12	-,320*	,012	,000	-,362	-,278
	13	,384*	,013	,000	,337	,432
	14	,059*	,008	,000	,029	,088
	15	,119*	,009	,000	,087	,152
9	1	,403*	,015	,000	,351	,455
	2	,368*	,011	,000	,328	,408
	3	,048*	,007	,000	,024	,072
	4	,437*	,013	,000	,390	,483
	5	,378*	,016	,000	,322	,434
	6	,345*	,011	,000	,306	,384
	7	,037*	,009	,007	,005	,070
	8	-,010	,004	,949	-,025	,004
	10	-,083*	,007	,000	-,109	-,057
	11	-,087*	,011	,000	-,128	-,046
	12	-,331*	,013	,000	-,378	-,284
	13	,374*	,011	,000	,333	,414
	14	,048*	,007	,000	,024	,072
	15	,109*	,007	,000	,085	,133
10	1	,486*	,016	,000	,430	,542
	2	,451*	,013	,000	,405	,497
	3	,131*	,008	,000	,103	,159

	4	,520*	,016	,000	,464	,575
	5	,461*	,016	,000	,405	,518
	6	,429*	,012	,000	,385	,472
	7	,121*	,008	,000	,094	,147
	8	,073*	,008	,000	,045	,101
	9	,083*	,007	,000	,057	,109
	11	-,004	,012	1,000	-,047	,039
	12	-,247*	,012	,000	-,289	-,205
	13	,457*	,013	,000	,409	,505
	14	,131*	,008	,000	,103	,159
	15	,192*	,009	,000	,160	,224
11	1	,490*	,023	,000	,408	,571
	2	,455*	,018	,000	,390	,519
	3	,135*	,012	,000	,091	,179
	4	,524*	,021	,000	,449	,598
	5	,465*	,024	,000	,380	,550
	6	,432*	,016	,000	,374	,490
	7	,124*	,013	,000	,077	,172
	8	,076*	,009	,000	,044	,109
	9	,087*	,011	,000	,046	,128
	10	,004	,012	1,000	-,039	,047
	12	-,244*	,008	,000	-,272	-,216
	13	,461*	,019	,000	,392	,529
	14	,135*	,012	,000	,091	,179
	15	,196*	,016	,000	,139	,253
12	1	,733*	,025	,000	,645	,822
	2	,698*	,021	,000	,625	,772
	3	,379*	,013	,000	,333	,424
	4	,767*	,023	,000	,684	,851
	5	,709*	,025	,000	,619	,799
	6	,676*	,019	,000	,607	,745
	7	,368*	,012	,000	,325	,411
	8	,320*	,012	,000	,278	,362
	9	,331*	,013	,000	,284	,378

	10	,247*	,012	,000	,205	,289
	11	,244*	,008	,000	,216	,272
	13	,704*	,022	,000	,627	,782
	14	,379*	,013	,000	,333	,424
	15	,440*	,017	,000	,379	,500
13	1	,029*	,006	,000	,008	,050
	2	-,006	,005	1,000	-,022	,011
	3	-,326*	,011	,000	-,364	-,288
	4	,063*	,005	,000	,044	,082
	5	,004	,007	1,000	-,021	,030
	6	-,028*	,006	,001	-,050	-,006
	7	-,336*	,012	,000	-,380	-,292
	8	-,384*	,013	,000	-,432	-,337
	9	-,374*	,011	,000	-,414	-,333
	10	-,457*	,013	,000	-,505	-,409
	11	-,461*	,019	,000	-,529	-,392
	12	-,704*	,022	,000	-,782	-,627
	14	-,326*	,011	,000	-,364	-,288
	15	-,265*	,008	,000	-,294	-,235
14	1	,355*	,014	,000	,306	,403
	2	,320*	,010	,000	,285	,354
	3	,000	,000	.	,000	,000
	4	,389*	,012	,000	,344	,433
	5	,330*	,014	,000	,279	,381
	6	,297*	,009	,000	,264	,331
	7	-,011	,005	1,000	-,028	,007
	8	-,059*	,008	,000	-,088	-,029
	9	-,048*	,007	,000	-,072	-,024
	10	-,131*	,008	,000	-,159	-,103
	11	-,135*	,012	,000	-,179	-,091
	12	-,379*	,013	,000	-,424	-,333
	13	,326*	,011	,000	,288	,364
	15	,061*	,007	,000	,036	,086
15	1	,294*	,010	,000	,257	,331

2	,259*	,009	,000	,226	,291
3	-,061*	,007	,000	-,086	-,036
4	,328*	,009	,000	,294	,361
5	,269*	,011	,000	,229	,309
6	,237*	,009	,000	,203	,270
7	-,072*	,009	,000	-,105	-,038
8	-,119*	,009	,000	-,152	-,087
9	-,109*	,007	,000	-,133	-,085
10	-,192*	,009	,000	-,224	-,160
11	-,196*	,016	,000	-,253	-,139
12	-,440*	,017	,000	-,500	-,379
13	,265*	,008	,000	,235	,294
14	-,061*	,007	,000	-,086	-,036

Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Efecto	F	gl de hipótesis	Sig.
Lambda de Wilks	195,175 ^b	13,000	,000

10.2 ERROR EN ÁNGULO POR GRUPOS

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	,104	,050	1,000	-,074	,282
	3	,034	,056	1,000	-,164	,232
	4	,130	,045	,487	-,031	,291

	5	-,010	,026	1,000	-,103	,083
	6	-,025	,044	1,000	-,184	,133
	7	-,020	,060	1,000	-,235	,195
	8	,134	,039	,066	-,003	,272
	9	,202*	,046	,002	,039	,366
	10	-,003	,040	1,000	-,147	,141
	11	-,088	,039	1,000	-,227	,051
	12	-,082	,056	1,000	-,281	,117
	13	,068	,038	1,000	-,069	,205
	14	,116	,056	1,000	-,084	,315
	15	,096	,042	1,000	-,053	,245
2	1	-,104	,050	1,000	-,282	,074
	3	-,070	,029	1,000	-,173	,034
	4	,026	,034	1,000	-,095	,147
	5	-,114	,040	,498	-,256	,028
	6	-,129*	,027	,000	-,226	-,033
	7	-,124*	,033	,027	-,243	-,006
	8	,030	,030	1,000	-,078	,139
	9	,098	,031	,190	-,012	,209
	10	-,107	,038	,606	-,243	,029
	11	-,192*	,039	,000	-,330	-,055
	12	-,186*	,029	,000	-,291	-,081
	13	-,036	,035	1,000	-,160	,089
	14	,012	,029	1,000	-,093	,116
	15	-,008	,035	1,000	-,133	,116
3	1	-,034	,056	1,000	-,232	,164
	2	,070	,029	1,000	-,034	,173
	4	,095	,039	1,000	-,044	,235
	5	-,044	,047	1,000	-,210	,122
	6	-,060	,033	1,000	-,177	,058
	7	-,054	,024	1,000	-,139	,031
	8	,100	,039	1,000	-,039	,240
	9	,168*	,036	,001	,041	,296
	10	-,037	,043	1,000	-,190	,115

	11	-,122	,049	1,000	-,298	,053
	12	-,116*	,031	,029	-,228	-,005
	13	,034	,041	1,000	-,113	,181
	14	,081	,030	,868	-,027	,190
	15	,061	,038	1,000	-,072	,195
4	1	-,130	,045	,487	-,291	,031
	2	-,026	,034	1,000	-,147	,095
	3	-,095	,039	1,000	-,235	,044
	5	-,140	,039	,054	-,280	,001
	6	-,155*	,039	,014	-,296	-,014
	7	-,150*	,039	,018	-,288	-,011
	8	,005	,031	1,000	-,104	,114
	9	,073	,023	,174	-,008	,154
	10	-,133	,048	,647	-,303	,038
	11	-,218*	,045	,000	-,378	-,058
	12	-,212*	,046	,001	-,377	-,046
	13	-,061	,038	1,000	-,198	,076
	14	-,014	,042	1,000	-,165	,137
	15	-,034	,039	1,000	-,172	,104
5	1	,010	,026	1,000	-,083	,103
	2	,114	,040	,498	-,028	,256
	3	,044	,047	1,000	-,122	,210
	4	,140	,039	,054	-,001	,280
	6	-,015	,036	1,000	-,145	,114
	7	-,010	,050	1,000	-,188	,169
	8	,145*	,033	,002	,028	,261
	9	,213*	,037	,000	,082	,343
	10	,007	,030	1,000	-,100	,114
	11	-,078	,039	1,000	-,216	,060
	12	-,072	,046	1,000	-,237	,093
	13	,078	,034	1,000	-,044	,201
	14	,126	,046	,697	-,037	,289
	15	,106	,035	,291	-,018	,230
6	1	,025	,044	1,000	-,133	,184

	2	,129*	,027	,000	,033	,226
	3	,060	,033	1,000	-,058	,177
	4	,155*	,039	,014	,014	,296
	5	,015	,036	1,000	-,114	,145
	7	,005	,039	1,000	-,132	,143
	8	,160*	,032	,000	,047	,273
	9	,228*	,034	,000	,105	,351
	10	,022	,034	1,000	-,101	,146
	11	-,063	,029	1,000	-,167	,042
	12	-,057	,034	1,000	-,179	,065
	13	,094	,035	,873	-,031	,219
	14	,141*	,035	,008	,018	,265
	15	,121*	,031	,013	,011	,231
7	1	,020	,060	1,000	-,195	,235
	2	,124*	,033	,027	,006	,243
	3	,054	,024	1,000	-,031	,139
	4	,150*	,039	,018	,011	,288
	5	,010	,050	1,000	-,169	,188
	6	-,005	,039	1,000	-,143	,132
	8	,154*	,040	,019	,011	,298
	9	,222*	,037	,000	,092	,353
	10	,017	,048	1,000	-,154	,188
	11	-,068	,051	1,000	-,251	,115
	12	-,062	,038	1,000	-,196	,072
	13	,088	,042	1,000	-,060	,237
	14	,136*	,033	,007	,017	,254
	15	,116	,038	,261	-,019	,250
8	1	-,134	,039	,066	-,272	,003
	2	-,030	,030	1,000	-,139	,078
	3	-,100	,039	1,000	-,240	,039
	4	-,005	,031	1,000	-,114	,104
	5	-,145*	,033	,002	-,261	-,028
	6	-,160*	,032	,000	-,273	-,047
	7	-,154*	,040	,019	-,298	-,011

	9	,068	,026	1,000	-,025	,161
	10	-,137*	,038	,049	-,275	,000
	11	-,223*	,030	,000	-,331	-,114
	12	-,217*	,040	,000	-,359	-,074
	13	-,066	,028	1,000	-,168	,036
	14	-,019	,038	1,000	-,155	,117
	15	-,039	,030	1,000	-,146	,069
9	1	-,202*	,046	,002	-,366	-,039
	2	-,098	,031	,190	-,209	,012
	3	-,168*	,036	,001	-,296	-,041
	4	-,073	,023	,174	-,154	,008
	5	-,213*	,037	,000	-,343	-,082
	6	-,228*	,034	,000	-,351	-,105
	7	-,222*	,037	,000	-,353	-,092
	8	-,068	,026	1,000	-,161	,025
	10	-,205*	,042	,000	-,355	-,056
	11	-,291*	,041	,000	-,438	-,143
	12	-,285*	,039	,000	-,422	-,147
	13	-,134*	,034	,011	-,254	-,014
	14	-,087	,035	1,000	-,211	,038
	15	-,107	,035	,257	-,231	,017
10	1	,003	,040	1,000	-,141	,147
	2	,107	,038	,606	-,029	,243
	3	,037	,043	1,000	-,115	,190
	4	,133	,048	,647	-,038	,303
	5	-,007	,030	1,000	-,114	,100
	6	-,022	,034	1,000	-,146	,101
	7	-,017	,048	1,000	-,188	,154
	8	,137*	,038	,049	,000	,275
	9	,205*	,042	,000	,056	,355
	11	-,085	,042	1,000	-,234	,063
	12	-,079	,043	1,000	-,232	,074
	13	,071	,037	1,000	-,061	,204
	14	,119	,039	,306	-,021	,259

	15	,099	,037	,910	-,034	,231
11	1	,088	,039	1,000	-,051	,227
	2	,192*	,039	,000	,055	,330
	3	,122	,049	1,000	-,053	,298
	4	,218*	,045	,000	,058	,378
	5	,078	,039	1,000	-,060	,216
	6	,063	,029	1,000	-,042	,167
	7	,068	,051	1,000	-,115	,251
	8	,223*	,030	,000	,114	,331
	9	,291*	,041	,000	,143	,438
	10	,085	,042	1,000	-,063	,234
	12	,006	,045	1,000	-,154	,166
	13	,157*	,039	,012	,016	,297
	14	,204*	,050	,007	,026	,381
	15	,184*	,040	,001	,042	,326
	12	1	,082	,056	1,000	-,117
2		,186*	,029	,000	,081	,291
3		,116*	,031	,029	,005	,228
4		,212*	,046	,001	,046	,377
5		,072	,046	1,000	-,093	,237
6		,057	,034	1,000	-,065	,179
7		,062	,038	1,000	-,072	,196
8		,217*	,040	,000	,074	,359
9		,285*	,039	,000	,147	,422
10		,079	,043	1,000	-,074	,232
11		-,006	,045	1,000	-,166	,154
13		,151*	,042	,042	,002	,299
14		,198*	,034	,000	,076	,320
15		,178*	,043	,005	,026	,330
13		1	-,068	,038	1,000	-,205
	2	,036	,035	1,000	-,089	,160
	3	-,034	,041	1,000	-,181	,113
	4	,061	,038	1,000	-,076	,198
	5	-,078	,034	1,000	-,201	,044

	6	-,094	,035	,873	-,219	,031
	7	-,088	,042	1,000	-,237	,060
	8	,066	,028	1,000	-,036	,168
	9	,134*	,034	,011	,014	,254
	10	-,071	,037	1,000	-,204	,061
	11	-,157*	,039	,012	-,297	-,016
	12	-,151*	,042	,042	-,299	-,002
	14	,047	,035	1,000	-,076	,171
	15	,027	,029	1,000	-,075	,130
14	1	-,116	,056	1,000	-,315	,084
	2	-,012	,029	1,000	-,116	,093
	3	-,081	,030	,868	-,190	,027
	4	,014	,042	1,000	-,137	,165
	5	-,126	,046	,697	-,289	,037
	6	-,141*	,035	,008	-,265	-,018
	7	-,136*	,033	,007	-,254	-,017
	8	,019	,038	1,000	-,117	,155
	9	,087	,035	1,000	-,038	,211
	10	-,119	,039	,306	-,259	,021
	11	-,204*	,050	,007	-,381	-,026
	12	-,198*	,034	,000	-,320	-,076
	13	-,047	,035	1,000	-,171	,076
	15	-,020	,037	1,000	-,152	,112
15	1	-,096	,042	1,000	-,245	,053
	2	,008	,035	1,000	-,116	,133
	3	-,061	,038	1,000	-,195	,072
	4	,034	,039	1,000	-,104	,172
	5	-,106	,035	,291	-,230	,018
	6	-,121*	,031	,013	-,231	-,011
	7	-,116	,038	,261	-,250	,019
	8	,039	,030	1,000	-,069	,146
	9	,107	,035	,257	-,017	,231
	10	-,099	,037	,910	-,231	,034
	11	-,184*	,040	,001	-,326	-,042

12	-,178*	,043	,005	-,330	-,026
13	-,027	,029	1,000	-,130	,075
14	,020	,037	1,000	-,112	,152

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Efecto	F	gl de hipótesis	Sig.
Lambda de Wilks	10,659 ^b	14,000	,000

10.3 ERROR EN ALTURA PROYECTADA POR GRUPOS

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	-,052*	,005	,000	-,071	-,033
	3	-,139*	,012	,000	-,183	-,095
	4	,019	,007	1,000	-,007	,046
	5	-,048*	,009	,000	-,078	-,017
	6	-,094*	,010	,000	-,130	-,059
	7	-,167*	,014	,000	-,217	-,117
	8	-,038*	,008	,001	-,068	-,008
	9	-,025*	,007	,019	-,049	-,002
	10	-,132*	,015	,000	-,185	-,080
	11	-,166*	,017	,000	-,227	-,106

	12	-,248*	,023	,000	-,331	-,165
	13	,027*	,006	,000	,007	,047
	14	-,134*	,014	,000	-,185	-,082
	15	,016	,007	1,000	-,010	,043
2	1	,052*	,005	,000	,033	,071
	3	-,088*	,009	,000	-,118	-,057
	4	,071*	,009	,000	,038	,104
	5	,004	,011	1,000	-,034	,042
	6	-,042*	,011	,016	-,081	-,003
	7	-,115*	,014	,000	-,167	-,064
	8	,014	,010	1,000	-,023	,050
	9	,026	,008	,224	-,004	,056
	10	-,081*	,015	,000	-,133	-,028
	11	-,115*	,016	,000	-,172	-,057
	12	-,196*	,022	,000	-,273	-,119
	13	,079*	,008	,000	,049	,108
	14	-,082*	,015	,000	-,136	-,028
	15	,068*	,010	,000	,033	,103
3	1	,139*	,012	,000	,095	,183
	2	,088*	,009	,000	,057	,118
	4	,159*	,013	,000	,111	,207
	5	,091*	,015	,000	,040	,143
	6	,045	,014	,185	-,006	,096
	7	-,028	,016	1,000	-,084	,029
	8	,101*	,014	,000	,050	,152
	9	,114*	,013	,000	,066	,162
	10	,007	,015	1,000	-,047	,061
	11	-,027	,016	1,000	-,083	,029
	12	-,109*	,019	,000	-,176	-,041
	13	,166*	,014	,000	,115	,218
	14	,006	,018	1,000	-,057	,069
	15	,156*	,015	,000	,103	,209
4	1	-,019	,007	1,000	-,046	,007
	2	-,071*	,009	,000	-,104	-,038

	3	-,159*	,013	,000	-,207	-,111
	5	-,067*	,010	,000	-,103	-,032
	6	-,114*	,012	,000	-,157	-,070
	7	-,186*	,016	,000	-,243	-,129
	8	-,058*	,007	,000	-,081	-,034
	9	-,045*	,008	,000	-,073	-,017
	10	-,152*	,014	,000	-,203	-,101
	11	-,186*	,017	,000	-,246	-,126
	12	-,267*	,022	,000	-,347	-,187
	13	,008	,006	1,000	-,016	,031
	14	-,153*	,016	,000	-,211	-,095
	15	-,003	,007	1,000	-,027	,021
5	1	,048*	,009	,000	,017	,078
	2	-,004	,011	1,000	-,042	,034
	3	-,091*	,015	,000	-,143	-,040
	4	,067*	,010	,000	,032	,103
	6	-,046*	,006	,000	-,067	-,026
	7	-,119*	,012	,000	-,161	-,077
	8	,010	,011	1,000	-,028	,048
	9	,023	,011	1,000	-,015	,060
	10	-,084*	,015	,000	-,137	-,031
	11	-,118*	,018	,000	-,182	-,055
	12	-,200*	,025	,000	-,287	-,113
	13	,075*	,011	,000	,037	,113
	14	-,086*	,016	,000	-,144	-,027
	15	,064*	,011	,000	,025	,104
6	1	,094*	,010	,000	,059	,130
	2	,042*	,011	,016	,003	,081
	3	-,045	,014	,185	-,096	,006
	4	,114*	,012	,000	,070	,157
	5	,046*	,006	,000	,026	,067
	7	-,073*	,008	,000	-,101	-,045
	8	,056*	,013	,002	,011	,101
	9	,069*	,012	,000	,027	,111

	10	-,038	,016	1,000	-,097	,020
	11	-,072*	,018	,014	-,138	-,006
	12	-,154*	,025	,000	-,242	-,066
	13	,121*	,012	,000	,078	,164
	14	-,040	,017	1,000	-,101	,022
	15	,111*	,012	,000	,066	,155
7	1	,167*	,014	,000	,117	,217
	2	,115*	,014	,000	,064	,167
	3	,028	,016	1,000	-,029	,084
	4	,186*	,016	,000	,129	,243
	5	,119*	,012	,000	,077	,161
	6	,073*	,008	,000	,045	,101
	8	,129*	,016	,000	,071	,187
	9	,142*	,016	,000	,085	,198
	10	,035	,019	1,000	-,035	,104
	11	,001	,021	1,000	-,073	,074
	12	-,081	,025	,166	-,171	,009
	13	,194*	,016	,000	,137	,251
	14	,033	,020	1,000	-,039	,105
	15	,183*	,016	,000	,125	,242
8	1	,038*	,008	,001	,008	,068
	2	-,014	,010	1,000	-,050	,023
	3	-,101*	,014	,000	-,152	-,050
	4	,058*	,007	,000	,034	,081
	5	-,010	,011	1,000	-,048	,028
	6	-,056*	,013	,002	-,101	-,011
	7	-,129*	,016	,000	-,187	-,071
	9	,013	,008	1,000	-,016	,041
	10	-,094*	,012	,000	-,138	-,050
	11	-,128*	,016	,000	-,183	-,073
	12	-,210*	,022	,000	-,287	-,133
	13	,065*	,008	,000	,038	,092
	14	-,096*	,015	,000	-,150	-,041
	15	,055*	,010	,000	,018	,091

9	1	,025*	,007	,019	,002	,049
	2	-,026	,008	,224	-,056	,004
	3	-,114*	,013	,000	-,162	-,066
	4	,045*	,008	,000	,017	,073
	5	-,023	,011	1,000	-,060	,015
	6	-,069*	,012	,000	-,111	-,027
	7	-,142*	,016	,000	-,198	-,085
	8	-,013	,008	1,000	-,041	,016
	10	-,107*	,014	,000	-,156	-,058
	11	-,141*	,016	,000	-,199	-,083
	12	-,223*	,022	,000	-,302	-,143
	13	,052*	,006	,000	,032	,072
	14	-,108*	,014	,000	-,157	-,060
	15	,042*	,008	,000	,013	,070
	10	1	,132*	,015	,000	,080
2		,081*	,015	,000	,028	,133
3		-,007	,015	1,000	-,061	,047
4		,152*	,014	,000	,101	,203
5		,084*	,015	,000	,031	,137
6		,038	,016	1,000	-,020	,097
7		-,035	,019	1,000	-,104	,035
8		,094*	,012	,000	,050	,138
9		,107*	,014	,000	,058	,156
11		-,034*	,006	,000	-,055	-,013
12		-,116*	,013	,000	-,162	-,069
13		,159*	,015	,000	,105	,214
14		-,001	,017	1,000	-,062	,060
15		,149*	,017	,000	,088	,209
11		1	,166*	,017	,000	,106
	2	,115*	,016	,000	,057	,172
	3	,027	,016	1,000	-,029	,083
	4	,186*	,017	,000	,126	,246
	5	,118*	,018	,000	,055	,182
	6	,072*	,018	,014	,006	,138

	7	-,001	,021	1,000	-,074	,073
	8	,128*	,016	,000	,073	,183
	9	,141*	,016	,000	,083	,199
	10	,034*	,006	,000	,013	,055
	12	-,082*	,009	,000	-,114	-,050
	13	,193*	,018	,000	,130	,257
	14	,033	,020	1,000	-,037	,102
	15	,183*	,019	,000	,115	,250
12	1	,248*	,023	,000	,165	,331
	2	,196*	,022	,000	,119	,273
	3	,109*	,019	,000	,041	,176
	4	,267*	,022	,000	,187	,347
	5	,200*	,025	,000	,113	,287
	6	,154*	,025	,000	,066	,242
	7	,081	,025	,166	-,009	,171
	8	,210*	,022	,000	,133	,287
	9	,223*	,022	,000	,143	,302
	10	,116*	,013	,000	,069	,162
	11	,082*	,009	,000	,050	,114
	13	,275*	,024	,000	,190	,360
	14	,114*	,025	,001	,027	,202
	15	,264*	,025	,000	,177	,352
13	1	-,027*	,006	,000	-,047	-,007
	2	-,079*	,008	,000	-,108	-,049
	3	-,166*	,014	,000	-,218	-,115
	4	-,008	,006	1,000	-,031	,016
	5	-,075*	,011	,000	-,113	-,037
	6	-,121*	,012	,000	-,164	-,078
	7	-,194*	,016	,000	-,251	-,137
	8	-,065*	,008	,000	-,092	-,038
	9	-,052*	,006	,000	-,072	-,032
	10	-,159*	,015	,000	-,214	-,105
	11	-,193*	,018	,000	-,257	-,130
	12	-,275*	,024	,000	-,360	-,190

	14	-,161*	,013	,000	-,209	-,113
	15	-,011	,006	1,000	-,032	,010
14	1	,134*	,014	,000	,082	,185
	2	,082*	,015	,000	,028	,136
	3	-,006	,018	1,000	-,069	,057
	4	,153*	,016	,000	,095	,211
	5	,086*	,016	,000	,027	,144
	6	,040	,017	1,000	-,022	,101
	7	-,033	,020	1,000	-,105	,039
	8	,096*	,015	,000	,041	,150
	9	,108*	,014	,000	,060	,157
	10	,001	,017	1,000	-,060	,062
	11	-,033	,020	1,000	-,102	,037
	12	-,114*	,025	,001	-,202	-,027
	13	,161*	,013	,000	,113	,209
	15	,150*	,016	,000	,092	,208
15	1	-,016	,007	1,000	-,043	,010
	2	-,068*	,010	,000	-,103	-,033
	3	-,156*	,015	,000	-,209	-,103
	4	,003	,007	1,000	-,021	,027
	5	-,064*	,011	,000	-,104	-,025
	6	-,111*	,012	,000	-,155	-,066
	7	-,183*	,016	,000	-,242	-,125
	8	-,055*	,010	,000	-,091	-,018
	9	-,042*	,008	,000	-,070	-,013
	10	-,149*	,017	,000	-,209	-,088
	11	-,183*	,019	,000	-,250	-,115
	12	-,264*	,025	,000	-,352	-,177
	13	,011	,006	1,000	-,010	,032
	14	-,150*	,016	,000	-,208	-,092

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Efecto	F	gl de hipótesis	Sig.
Lambda de Wilks	30,899 ^b	14,000	,000