

Evaluación in-vitro de la precisión de los escáneres de uso en la odontología digital para la confección de estructuras para prótesis sobre implantes.

Marta Serrat Barón

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



TESIS DOCTORAL

**“EVALUACIÓN *IN-VITRO* DE LA PRECISIÓN DE LOS
ESCÁNERES DE USO EN LA ODONTOLOGÍA DIGITAL
PARA LA CONFECCIÓN DE ESTRUCTURAS PARA
PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES”**

MARTA SERRAT BARÓN

DIRECTORES:

Dr. Santiago Costa y Dr. Josep Cabratosa

Barcelona, 2017

AGRADECIMIENTOS Y DEDICATORIAS

A los directores de este trabajo el Dr. Santiago Costa y el Dr. Josep Cabratosa, por su confianza, motivación, ánimos, dedicación, amistad y cariño desde que empecé el master hasta hoy, pasando de alumna, a compañera y amiga.

Al Dr. Miguel Roig, jefe del Área de restauradora, por ser el más insistente y exigente, por recordarme cada vez que nos veíamos la importancia de la constancia y fuerza de voluntad, valores que en estos trabajos tan largos muchas veces se pierden.

A Avinent-Core 3D y su equipo el Sr. Xavi Camí, el Sr. Albert Mangas, la Dra. Anna Cortina y Sr. Joan Gomáriz por su ayuda incondicional, por cederme sus instalaciones para la elaboración de mi trabajo experimental y confiar siempre en mí.

A Xavi Solaní, el ingeniero que me ha ayudado en mi estudio, porque este trabajo sin él no existiría.

A la Universidad Internacional de Catalunya, gerencia, secretaria, a mis compañeros y amigos, a los alumnos, a las auxiliares, protésicos... podría decir infinidad de nombres porque ellos son mi segunda familia, y me han animado y ayudado en el duro camino de presentar una tesis doctoral

A mis amigos y familia, por demostrarme día a día lo afortunada que soy al tenerlos.

A Albert, mi compañero de viaje, porque a su lado soy mejor persona.

A mi hermano, al que adoro, por dejarme ser su ejemplo y guía.

A mi padre por ser mi gran apoyo siempre, mi ejemplo a seguir, por su amor incondicional, por su comprensión, por su absoluta dedicación intentando llenar el vacío de una ausencia, por inculcarme los valores que me han convertido en lo que soy y no soy.

A ti mamá, por conseguir que mirar al cielo solo me haga sonreír.

“El progreso consiste en renovarse”
Albert Einstein

ÍNDICE

| | |
|---|-------------|
| ÍNDICE | IX |
| ÍNDICE DE FIGURAS | XV |
| ÍNDICE DE TABLAS | XVII |
| ÍNDICE DE GRÁFICAS | XX |
| 1. JUSTIFICACIÓN | 23 |
| 2. MARCO TEÓRICO | 29 |
| 2.1 HISTORIA CAD/CAM | 31 |
| 2.2 SISTEMAS CAD/CAM | 32 |
| 2.2.1 ESCÁNERES Y ARCHIVOS DE DATOS | 33 |
| 2.2.2 PROCESO CAD | 59 |
| 2.2.3 PROCESO CAM | 59 |
| 2.3 CIRCUITO DIGITAL | 62 |
| 2.3.1 CIRCUITO DIGITAL PARA RESTAURACIÓN SOBRE DIENTES | 62 |
| 2.3.2 CIRCUITO DIGITAL PARA RESTAURACIÓN SOBRE IMPLANTES | 64 |
| 2.4 CONCEPTO DE PRECISIÓN EN ODONTOLOGÍA | 66 |
| 2.4.1 IMPORTANCIA CLÍNICA DE LA PRECISIÓN EN LA PRÓTESIS DENTAL | 69 |
| 2.4.2 MEDICIÓN DE LA PRECISIÓN | 70 |
| 3. HIPÓTESIS | 75 |
| 3.1 RESPECTO A LA REPETIBILIDAD | 77 |
| 3.2 RESPECTO A LA REPRODUCIBILIDAD | 77 |
| 4. OBJETIVOS | 79 |
| 4.1 OBJETIVO PRINCIPAL | 81 |
| 4.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS | 81 |
| 5. MATERIALES Y MÉTODOS | 83 |
| 5.1 TAMAÑO MUESTRAL | 85 |
| 5.2 MODELO DE ESTUDIO | 85 |
| 5.3 ESCÁNERES | 86 |
| 5.4 CAPTURA DE LOS DATOS (ESCANEADOS) | 87 |
| 5.5 APARATOLOGÍA | 88 |
| 5.6 PROCESO CAD PARA OBTENER LOS DATOS DE REFERENCIA: | 89 |

| | |
|---|------------|
| 5.7 SOFTWARE DE ANÁLISIS DE LAS IMAGENES | 91 |
| 5.8 METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE LA REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 92 |
| 5.9 METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN DEL CONJUNTO DE LOS 8 IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 94 |
| 5.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS | 95 |
| 6. RESULTADOS | 97 |
| 6.1 REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 99 |
| 6.1.1 SEGÚN SISTEMA (INDUSTRIAL, EXTRAORAL E INTRAORAL) | 99 |
| 6.1.2 SEGÚN TIPO DE ESCÁNER | 105 |
| 6.2 REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DEL CONJUNTO DE LAS 8 PLATAFORMAS DE LOS IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 112 |
| 6.2.1 SEGÚN SISTEMA (INDUSTRIAL, EXTRAORAL E INTRAORAL) | 112 |
| 6.2.2 SEGÚN TIPO DE ESCÁNER | 115 |
| 7. DISCUSIÓN | 121 |
| 7.1 DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA | 123 |
| 7.2 DISCUSIÓN DE LOS CONCEPTOS Y VALORES ESTUDIADOS | 127 |
| 7.3 DISCUSIÓN DE EVALUACIÓN DE LA REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DE LA PLATAFORMA DE CADA UNO DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 128 |
| 7.4 DISCUSIÓN DE LA DETERMINACIÓN DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DEL CONJUNTO DE LAS 8 PLATAFORMAS DE LOS IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES | 134 |
| 8. CONCLUSIONES | 139 |
| 9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 143 |
| 10. ANEXOS | 159 |
| 10.1 ANEXO I. VALORES DE LAS COORDENADAS X,Y,Z DE LOS PUNTOS DE CADA UNO DE LOS IMPLANTES. | 161 |
| 10.2 ANEXO II. TABLA DE VALORES PARA EL ESTUDIO DE LA REPETIBILIDAD | 166 |

| | |
|--|------------|
| 10.3 ANEXO III. TABLA DE VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA PARA EL ESTUDIO DE LA REPETIBILIDAD | 175 |
| 10.4 ANEXO IV. IMÁGENES DEL SOFTWARE GEOMAGIC DE LA SUPERPOSICIÓN DEL ARCHIVO GOM CONTROL CON LOS DEMÁS ESCANEADOS PARA EL ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD | 176 |
| 10.5 ANEXO V. TABLA DE VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR PARA EL ESTUDIO DE LA REPRODUCIBILIDAD | 193 |
| 10.6 ANEXO VI. CARTA DE APROBACIÓN DEL ESTUDIO | 194 |
| 10.7 ANEXO VII. CARTA DE APROBACIÓN CER | 195 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| FIGURA 1. A.IMPRESIÓN CONVENCIONAL DEL ARRASTRE CON SILICONA DE LOS ADITAMENTOS DE TRASFERENCIA PARA LA ELABORACIÓN DE UNA PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES B. MODELOS OBTENIDO CON VACIADO CON YESO TIPO IV Y CON LOS ANÁLOGOS DE IMPLANTES | 26 |
| FIGURA 2. IMÁGENES DE LA ESFERA (1) SEGÚN DISTINTAS RESOLUCIONES, DE MENOS (2) A MÁS (4) | 35 |
| 3. EJEMPLO DE RESOLUCIÓN DE UN ARCHIVO SEGÚN EL NÚMERO DE TRIÁNGULOS Y EL PESO DE DICHO ARCHIVO EN SU CONSECUENCIA | 36 |
| FIGURA 4. ERROR EN UN ARCHIVO .STL: NORMALES O NORMALES INVERTIDAS | 37 |
| FIGURA 5. ERROR TIPO <i>GAP</i> *SEÑALADO CON UN FLECHA | 37 |
| FIGURA 6. ERROR TIPO AGUJERO * SEÑALADO CON UN FLECHA | 38 |
| FIGURA 7. ESCÁNER 3D ATOS | 39 |
| FIGURA 8. TECNOLOGÍA TRIPLE SCAN | 40 |
| FIGURA 9. CLASIFICACIÓN DE LOS ESCÁNERES DE USO EN ODONTOLOGÍA..... | 41 |
| FIGURA 10. REPRESENTACIÓN DEL RECORRIDO DE LA LUZ EN LOS ESCÁNERES CON LA TECNOLOGÍA DE MUESTREO ACTIVO DE FUENTE DE ONDONDA, VIDEO CONTINUO, LUZ AZUL. | 50 |
| FIGURA 11. REPRESENTANCIÓN DEL RECORRIDO DE LA LUZ EN LOS ESCÁNERES CON TECNOLOGÍA SISTEMA PARALELO CONFOCAL, FOTOGRAMAS SECUELCIALES, LASER ROJO..... | 50 |
| FIGURA 12. REPRESENTACIÓN DEL RECORRIDO DE LA LUZ EN LOS ESCÁNERES CON TECNOLOGÍA TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA O SENSOR CONFOCAL, LASER AZUL | 52 |
| FIGURA 13. REPRESENTACIÓN DEL RECORRIDO DE LA LUZ EN LOS ESCÁNERES CON TECNOLOGÍA MICROSCOPIA CONFOCAL COMBINADA CON TRIANGULACIÓN, LUZ AZUL | 52 |
| FIGURA 14. RECOMENDACIONES SEGÚN PROTOCOLO DE ESCANEADO PARA EL REGISTRO DE ARCADAS COMPLETAS. 1.2 SEGÚN ESCÁNER 3SHAPE TRIOS®, 3. SEGÚN ESCÁNER TRUE DEFINITION® | 53 |
| FIGURA 15. RECOMENDACIONES SEGÚN PROTOCOLO DE ESCANEADO PARA EL REGISTRO DE OCLUSIÓN 1. SECTOR ANTERIOR 2. SECTOR POSTERIOR | 53 |
| FIGURA 16. DIAGRAMA DEL CIRCUITO DIGITAL INDIRECTO | 63 |
| FIGURA 17. DIAGRAMA DEL CIRCUITO DIGITAL DIRECTO - IN OFFICE. | 63 |
| FIGURA 18. DIAGRAMA DEL CIRCUITO DIGITAL DIRECTO-OUT OFFICE. | 64 |
| FIGURA 19. DIFERENTES TIPOS DE <i>SCANBODIES</i> : (ADITAMENTOS DE TRANFERENCIAS DIGITALES) ORDENADOS DE IZQUIERDA A DERECHA: CAMLOG (CAMLOG BIOTECHNOLOGIES AG, BASEL, SWITZERLAND), STRAUMMAN CARES (BASEL, SWITZERLAND), ENCODE (BIOMET 3I, WARSAW, INDIANA, EEUU), INEOX (HOIL DENTAL, LONDON, UNITED KINGDOM) , STRAUMMAN (BASEL, SWITZERLAND), TALLADIUM (LÉRIDA, ESPAÑA), AVINENT-CORE3D (SANTPEDOR, ESPAÑA)..... | 65 |
| FIGURA 20. DIFERENCIAS ENTRE EXACTITUD Y PRECISIÓN | 67 |
| FIGURA 21. DIFERENCIAS ENTRE EXACTITUD Y PRECISIÓN SEGÚN LOS VALORES MEDIOS Y VERDADEROS..... | 67 |
| FIGURA 22. REPRESENTACIÓN DE LAS PROYECCIONES DEL VECTOR DEL SISTEMA DE COORDENADAS CARTESIANAS EN 2D Y 3D | 71 |

| | |
|---|----|
| FIGURA 23. ESQUEMA DE UN VECTOR COMO UN SEGMENTO DE UNA RECTA ENTRE DOS PUNTOS A Y B..... | 72 |
| FIGURA 24. REPRESENTACIÓN DE UN VECTOR SOBRE LOS EJES..... | 72 |
| FIGURA 25. ESQUEMA DE UN VECTOR EN LAS COORDENADAS TRIDIMENSIONALES | 72 |
| FIGURA 26. ESQUEMA DE LA REPRESENTACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DE UN VECTOR (NOMBRE, PUNTO DE APLICACIÓN, SENTIDO, MÓDULO Y DIRECCIÓN) | 73 |
| FIGURA 27. SCANBODY DE TECAPEEK (A) Y MODELO DE ESTUDIO CON LOS SCANBODIES. POSICIONADO, EN VISIÓN AXIAL (B) Y EN VISIÓN SAGITAL (C). | 86 |
| FIGURA 28. PROTOCOLO SEGÚN SECUENCIA DE ESCANEADO PARA LOS ESCÁNERES INTRAORALES TRUE DEFINITION® Y 3SHAPE TRIOS®..... | 87 |
| FIGURA 29: IMAGEN EJEMPLO DE UN ESCANEADO DEL MODELO DE ESTUDIO A. ESCÁNER INTRAORAL TRUE DEFINITION® B. ESCÁNER INTRAORAL 3SHAPE TRIOS® C. ESCÁNER 3SHAPE D900® Y 3SHAPE D810®. D. ESCÁNER GOM ATOS II® | 89 |
| FIGURA 30. IMAGEN PROCEDENTE DE UN ARCHIVO DE ESCANEADO DEL ESCÁNER INTRAORAL TRIOS | 90 |
| FIGURA 31. IMAGEN DE LA ESTRUCTURA QUE SE DISEÑO PARA CADA UNO DE LOS ARCHIVOS DE ESCANEADO OBTENIDOS CON LOS DIFERENTES ESCÁNERES | 90 |
| FIGURA 32. INFORMACIÓN VECTORIAL DE UN ARCHIVO .XML. DE UNO DE LOS ESCANEOS | 91 |
| FIGURA 33. SOFTWARE GEOMAGIC QUALIFY 2012..... | 91 |
| FIGURA 34. IMAGEN DE LA REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LOS VECTORES DIRECTORES DE CADA UNO DE LOS 8 IMPLANTES DEL MODELO DE ESTUDIO. | 92 |
| FIGURA 35. IMAGEN DE LA SUPERPOSICIÓN DE LAS REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS VECTORES DIRECTORES DE CADA UNO DE LOS 8 IMPLANTES DEL MODELO DE ESTUDIO CORRESPONDIENTES A LOS DIEZ ESCANEOS REALIZADOS CON UNO DE LOS ESCÁNERES (EJEMPLO DE LA COMPARACIÓN DE LAS IMÁGENES DEL ESCÁNER INTRAORAL 3SHAPE) | 93 |
| FIGURA 36. IMAGEN MAGNIFICADA DE LA SUPERPOSICIÓN DE LAS REPRESENTACIONES GRÁFICAS DE LOS VECTORES DIRECTORES CORRESPONDIENTES A LOS DIEZ ESCANEOS DE UNO DE LOS IMPLANTES REALIZADOS CON UNO DE LOS ESCÁNERES. EN LA VENTANA SE MUESTRAN LOS VALORES DE LAS COORDENADAS X,Y,Z CORRESPONDIENTE AL PUNTO RESLATADO CON UN CÍRCULO ROJO. | 93 |
| FIGURA 37. FÓRMULA PARA EL CÁLCULO DEL MÓDULO VECTORIAL DE LA DISTANCIA ENTRE DOS PUNTOS..... | 94 |
| FIGURA 38. IMAGEN DE LA REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA SUPERPOSICIÓN DE LOS CILINDROS DE LOS 8 IMPLANTES DEL MODELO DE ESTUDIO DE DOS ESCANEOS, CON LA ESCALA COLORIMÉTRICA Y VALORES NUMÉRICOS DE IMPRECISIÓN, ENTRE ELLOS LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR Y LA DESVIACIÓN MÁXIMA (IMPRECISIÓN MÁXIMA) EN MILÍMETROS, UTILIZANDO COMO CONTROL EL ESCANEADO Nº5 REALIZADO CON EL ESCÁNER GOM ATOS II®..... | 95 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|-------|
| TABLA 1. ESCÁNERES EXTRAORALES Y CARACTERÍSTICAS..... | 45-45 |
| TABLA 2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA IMPRESIÓN CON TÉCNICA CONVENCIONAL RESPECTO A LA IMPRESIÓN DIGITAL INTRAORAL. | 54 |
| TABLA 3. ESCÁNERES INTRAORALES Y SUS CARACTERISTICAS..... | 55-55 |
| TABLA 4. NOMBRE COMERCIAL, ABREVIATURA UTILIZADA EN NUESTRO ESTUDIO, ÁMBITO DE USO, TECNOLOGÍA QUE UTILIZA Y VERSIÓN DEL SOFTWARE UTILIZADO DE LOS ESCÁNERES UTILIZADOS EN EL PRESENTE ESTUDIO DE PRECISIÓN. | 86 |
| TABLA 5. MEDIA, ERROR ESTÁNDAR Y LÍMITE INFERIOR Y SUPERIOR CON UN | 99 |
| TABLA 6. ANÁLISIS INFERENCIAL SEGÚN UN ANÁLISIS DE MODELOS LINEALES GENERALIZADOS - SUMA DE CUADRADOS TIPO III..... | 100 |
| TABLA 7. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. | 100 |
| TABLA 8. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. | 101 |
| TABLA 9. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 102 |
| TABLA 10. PARES DE SISTEMAS CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 102 |
| TABLA 11. MEDIA, DESVIACION ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO CON UN..... | 104 |
| TABLA 12. ANÁLISIS DE MODELOS LINEALES GENERALIZADOS PARA LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA . - SUMA DE CUADRADOS TIPO III. | 104 |
| TABLA 13. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 104 |
| TABLA 14. PARES DE SISTEMAS CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 105 |
| TABLA 15. MEDIA DE DESVIACIÓN STANDAR, ERROR ESTÁNDAR Y LÍMITE INFERIOR Y SUPERIOR CON UN INTERVALO DE CONFIANZA DEL 95%. LOS VALORES SON EN MICRAS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II®..... | 106 |
| TABLA 16. ANÁLISIS DE VARIANZA PARA LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR . - SUMA DE CUADRADOS TIPO III. | 107 |
| TABLA 17. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 107 |

| | |
|--|-----|
| TABLA 18. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 107 |
| TABLA 19. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS..... | 108 |
| TABLA 20. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA..... | 109 |
| TABLA 21. MEDIA, DESVIACIÓN ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 110 |
| TABLA 22. ANÁLISIS DE MODELOS LINEALES GENERALIZADOS PARA LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA . - SUMA DE CUADRADOS TIPO III..... | 110 |
| TABLA 23. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 111 |
| TABLA 24. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 111 |
| TABLA 25. MEDIA DE DESVIACIÓN ESTANDAR, DESVIACIÓN ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL | 112 |
| TABLA 26. ANÁLISIS DE VARIANZA PARA LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTANDAR - SUMA DE CUADRADOS TIPO III..... | 112 |
| TABLA 27. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL | 113 |
| TABLA 28. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. LA REFERENCIA DEL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL | 113 |
| TABLA 29 MEDIA DE DESVIACIÓN ESTANDAR, DESVIACIÓN ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO. LA REFERENCIA EL TIPO DE SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL | 114 |
| TABLA 30. ANÁLISIS DE MODELOS LINEALES GENERALIZADOS PARA LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA - SUMA DE CUADRADOS TIPO III..... | 114 |
| TABLA 31. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. LA REFERENCIA PARA EL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL | 114 |
| TABLA 32. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. LA REFERENCIA PARA EL SISTEMA ES SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 114 |

| | |
|--|-----|
| TABLA 33: . MEDIA DE DESVIACIÓN ESTANDAR, DESVIACIÓN ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 115 |
| TABLA 34. ANÁLISIS DE VARIANZA PARA LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTANDAR - SUMA DE CUADRADOS TIPO III. | 116 |
| TABLA 35. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 116 |
| TABLA 36. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 116 |
| TABLA 37. MEDIA DE DESVIACIÓN ESTANDAR, DESVIACIÓN ESTANDAR, MÍNIMO, MÁXIMO Y RANGO. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 117 |
| TABLA 38. ANÁLISIS DE MODELOS LINEALES GENERALIZADOS PARA LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA - SUMA DE CUADRADOS TIPO III. | 118 |
| TABLA 39. TABLA DE GRUPOS HOMOGÉNEOS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 118 |
| TABLA 40. PARES DE IMPLANTES CON DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS. CÓDIGO: * INDICA UNA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® | 118 |

ÍNDICE DE GRÁFICAS

| | |
|--|-----|
| GRÁFICA 1: GRAFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD) QUE MUESTRA LA DIFERENCIA EN LA REPETIBILIDAD DE LOS IMPLANTES. LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS..... | 101 |
| GRÁFICA 2. GRAFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD) QUE MUESTRA LAS DIFERENCIAS DE REPETIBILIDAD DE LOS DEIFERENTES ESTUDIOS. LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS. EN EL EJE DE ABCISAS SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 102 |
| GRÁFICA 3. GRÁFICA DE LAS INTERACCIONES ENTRE LOS FACTORES SISTEMA DE ESCÁNER (EJE DE ABCISAS) E IMPLANTE ESTUDIADO PARA EL ESTUDIO DE LA REPETIBILIDAD. LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS. EN EL EJE DE ABCISAS SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 103 |
| GRÁFICA 4. GRÁFICA DE LAS INTERACCIONES ENTRE LOS FACTORES IMPLANTE ESTUDIADO (EJE DE ABCISAS) Y SISTEMA DE ESCÁNER PARA EL ESTUDIO DE LA REPETIBILIDAD. LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS. EN LA LEYENDA SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 103 |
| GRÁFICA 5. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD) PARA EL ESTUDIO DE LA REPETIBILIDAD SEGÚN SISTEMA. LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA EN MICRAS. EN EL EJE DE ABCISAS SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL..... | 105 |
| GRÁFICA 6. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS. EN LA LEYENDA SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM..... | 108 |
| GRÁFICA 7. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTÁNDAR EN MICRAS..... | 109 |
| GRÁFICA 8. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA EN MICRAS. EN EL EJE DE LAS ABCISAS SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: GO: GOM ATOS; SH810: 3SHAPE D810®; SH900: 3SHAPE D900®; SHTr: ·SHAPE TRIOS; TD: TRUE DEFINITION®..... | 111 |

GRÁFICA 9. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTANDAR EN MICRAS. EN EL EJE DE ABCISAS SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: EX= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL 113

GRÁFICA 10. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA EN MICRAS. EN EL EJE DE ABCISAS SE REFERENCIA EL SISTEMA SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: E= ESCÁNERES EXTRAORALES; IN= ESCÁNERES INTRAORALES; I= ESCÁNER INDUSTRIAL 115

GRÁFICA 11. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE DESVIACIÓN ESTANDAR EN MICRAS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS, SH810: 3SHAPE D810®, SH900: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; GO: GOM ATOS II® 117

GRÁFICA 12. GRÁFICA DE MEDIAS OBTENIDO MEDIANTE EL MÉTODO DE LA DIFERENCIA SIGNIFICATIVA MÍNIMA DE FISHER (LSD). LOS VALORES DEL EJE DE ORDENADAS CORRESPONDE A LOS VALORES DE IMPRECISIÓN MÁXIMA EN MICRAS. SE REFERENCIA EL TIPO DE ESCÁNER SEGÚN EL SIGUIENTE CÓDIGO: SHTr: 3 SHAPE TRIOS®, SH810: 3SHAPE D810®, SH900®: 3SHAPE D900®; TD : TRUE DEFINITION®; G: GOM ATOS II® 119

1. JUSTIFICACIÓN

La prótesis dental es tan antigua como las civilizaciones clásicas. Su fundamento está entre la lógica y el instinto: cuando te falta algo necesario, hay que intentar suplirlo de la mejor forma posible. No creemos que los sumerios o los egipcios fuesen menos habilidosos que los dentistas actuales; probablemente la diferencia se halla en las posibilidades técnicas y tecnológicas, radicalmente diferentes, que han ido avanzando a lo largo de los años con el fin de conseguir una mejora en la funcionalidad, durabilidad y máxima estética de nuestras restauraciones. En la actualidad se puede dar solución a un número importantísimo de problemas bucodentales, muchos de ellos imposibles o impensables de solventar hace unas pocas décadas. Está demostrado que el desarrollo de las ciencias y los conocimientos dependen de un modo más o menos directo de que los avances tecnológicos sigan una progresión (1), siendo las bases y fundamentos los mismos de antaño. Por ello, si bien las técnicas y materiales han ido cambiando, para la realización de una prótesis dental, ha sido siempre imprescindible obtener una copia de los tejidos duros y blandos de la cavidad bucal y áreas vecinas, técnica conocida como impresión dental (2). Los materiales utilizados actualmente, en lo que podríamos nombrar técnica convencional para la impresión dental, son los hidrocoloides (reversibles o irreversibles) y los elastómeros sintéticos (polisulfuros, siliconas y poliéteres) contenidos dentro de una cubeta que van directamente a boca para realizar el negativo de la zona y seguidamente ser positivados con yeso para obtener un duplicado del cuerpo impresionado (2, 3) (figura 1). Estos duplicados son conocidos como modelos de estudio cuando se utilizan para evaluar el plan de tratamiento y como modelos de trabajo cuando se utiliza para la fabricación de las restauraciones (4). Esta técnica y los materiales utilizados deben ser capaces de registrar con mucha precisión las características dimensionales de los tejidos impresionados con el fin de transferir correctamente la información que contiene al modelo (2). La precisión de los modelos maestros para la elaboración de prótesis dentales, ha sido objeto de numerosas investigaciones y se ha constatado que depende de numerosas variables entre ellas la relación agua-yeso, la técnica de vaciado y su mezcla, el tipo de yeso dental y la compatibilidad con el material de impresión, así como la habilidad del operador que realiza la impresión (5-8).

A pesar de la deformación de los materiales de impresión y la expansión de modelos dentales, las impresiones convencionales de implantes, las más críticas por la necesidad de obtener estructuras pasivas, han demostrado su eficacia en la práctica clínica (9-13).

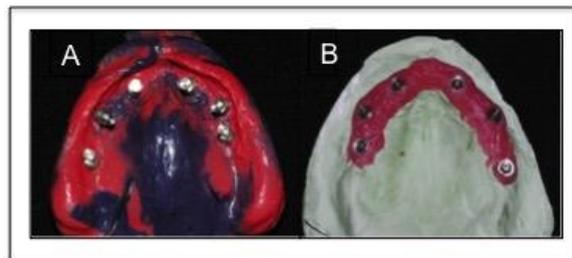


Figura 1. A. Impresión convencional del arrastre con silicona de los aditamentos de transferencia para la elaboración de una prótesis sobre implantes B. Modelos obtenidos con vaciado con yeso tipo IV y con los análogos de implantes

Hoy en día, la industrialización, que podríamos conceptualizar como la producción de bienes a gran escala mediante la utilización de máquinas accionadas por nuevas fuentes de energía, ha supuesto un gran avance y una auténtica revolución en el mundo de la ciencia médica. En el caso de la odontología, se han instaurado como un instrumento versátil y preciso que abarca múltiples áreas, tanto de diagnóstico, planificación, como de tratamiento (14-21). En el ámbito de la prótesis dental los cambios surgen por la necesidad de minimizar la problemática que deriva de la técnica de impresión, de la técnica de colado de cera perdida de la estructura interna: porosidades, ajuste marginal..., así como para obtener un ahorro económico y del tiempo de trabajo (22-27). Todo ello nos ha llevado a la nueva era digital y la introducción de los sistemas CAD-CAM (siglas del acrónimo inglés de *computer aided design* y de *computer aided manufacturing*, que traducido al español significa “diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador”) (28-31), que supone el paso de una producción de prótesis basada principalmente en el trabajo artesanal a una basada principalmente en máquinas gracias a un conjunto de medios digitales consecutivos (dispositivos y softwares) dedicados a ayudar a los odontólogos y

técnicos dentales a diseñar, simular su funcionamiento y producir las prótesis dentales (30).

Todas y cada una de las funciones realizadas por un sistema CAD/CAM deben estar plasmadas en tres elementos básicos interrelacionados (32-34):

- **Digitalización:** Es la conversión analógica-numérica de una imagen. Consiste en recoger los datos de la región de los dientes de preparación o implantes y estructuras vecinas, y convertirlos en impresiones virtuales, impresión óptica que se crea en ese momento directa o indirectamente, y que se lleva a cabo mediante escáneres. Sustituye a la impresión convencional.
- **Diseño:** El diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales que se lleva a cabo mediante softwares.
- **Mecanizado:** La fabricación por control numérico mediante fresadoras, máquinas de sinterizado por láser o impresoras 3D

Los dos primeros elementos se enmarcan en la fase de CAD, mientras que el tercero en la fase CAM, constituyendo cada uno de ellos un eslabón del sistema digital (29, 30). La precisión de estos 3 componentes combinados dictará el éxito del sistema (35).

Las ventajas que aportan este tipo de sistemas: rapidez (36), precisión (37, 38), estandarización del proceso (39, 40), calidad constante y predecible (41), y disminución de los errores humanos al eliminarse varias fases de laboratorio (42) hacen de ellos no sólo un prototipo de lo que el mundo dental será en un futuro, sino que es, hoy por hoy, un elemento de amplia difusión como alternativa empleada en el quehacer diario de gran parte de los profesionales clínicos de la Odontología. Pero, pese a que la tecnología CAD/CAM en odontología, y en particular las técnicas de impresión digital están ganando popularidad y parecen destinadas a desplazar

protocolos y procedimientos que han estado vigentes durante muchos años(43), se dispone de datos científicos limitados en términos de precisión de esta tecnología (44).

Dado el interés por dichas nuevas tecnologías y a fin de conocer más sobre ellos nos planteamos estudiar la precisión, en términos de repetibilidad y reproducibilidad, de los escáneres de uso en la odontología digital para la confección de estructuras para prótesis sobre implantes.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 HISTORIA CAD/CAM

El Dr. Patrick Hanratty concebía en 1957 el primer software CAM llamado "PRONTO" por eso ha sido muchas veces llamado el padre del CAD/CAM. A principios de los años 60 Iván Sutherland inventa en el laboratorio Lincoln (MIT) el primer *software* CAD llamado "Sketchpad". El alto precio de los ordenadores que se precisaban hizo que sólo algunas compañías de aviación o automóviles utilizaran estos tipos de software en los años 60 (45).

Los primeros antecedentes de la tecnología CAD/CAM en Odontología, corresponden al año 1971 cuando François Duret (Francia) hizo una publicación sobre el funcionamiento de un sistema CAD/CAM de uso odontológico (28, 29, 39). Duret fabricó coronas con la forma funcional de la cara oclusal del diente utilizando un sistema de impresión óptica, seguido del diseño de la corona considerando los movimientos funcionales. Sin embargo, su sistema CAD/CAM llamado Sopha®, no fue exitoso debido a la falta de precisión en la digitalización, la baja potencia de los ordenadores y la baja calidad de los materiales para la realización de las restauraciones disponibles en ese momento (46).

En 1980, Matts Andersson (Suecia) desarrolló un proceso de fabricación CAM para coronas de titanio, basado en la combinación de la electroerosión y el fresado. (46). Andersson vio en seguida que la comercialización del proceso iba a ser cara y que la fabricación final requeriría de la digitalización, esto le supuso la necesidad de desarrollar un proceso de diseño CAD. Estas motivaciones terminaron con el desarrollo de Procera® en 1983 (47), que le permitió fresar en 1984 la primera restauración CAD/CAM (29, 39).

A su vez, en 1980 Werner Mörmann centró su interés en las restauraciones cerámicas que presentaban el mismo color que el diente. Quería que los dentistas pudiesen fabricar inlays mediante el escaneado intraoral y que se utilizaran los datos del CAD para realizar la restauración. Por ello, desarrolló el sistema CEREC®, que fue una gran innovación, pues el paciente obtenía su restauración el mismo día (39). Mörmann y Brandestini digitalizaron la preparación directamente en boca

utilizando una cámara intraoral compacta, pero su tecnología CAD/CAM estaba limitada a los inlays y a la morfología oclusal (que era muy genérica y sin detalles), a pesar de ello consiguieron que el término CAD/CAM comenzara a utilizarse a nivel mundial (48). La idea original de la fabricación de la restauración en clínica sigue vigente y hasta la fecha se han publicado estudios de este sistema con resultados satisfactorios a largo plazo (41, 49-51). Pero ha sido en estos últimos 5 años donde gracias al desarrollo de nuevos escáneres intraorales ha habido un desarrollo sustancial en el mundo de la odontología digital permitiendo el inicio de una nueva era digital (52). Además de las herramientas para la fabricación de las restauraciones, la tecnología digital nos ofrece aportaciones en la comunicación con los pacientes, el diagnóstico, el plan de tratamiento y la cirugía guiada. La Odontología digital está siendo clave para el futuro de la profesión (53, 54).

2.2 SISTEMAS CAD/CAM

Los sistemas CAD/CAM han sido clasificados de diferentes formas:

Según su capacidad de compartir los datos digitales, pueden ser divididos en dos tipos: sistemas cerrados y sistemas abiertos. En los cerrados, todos los procedimientos CAD/CAM, incluyendo la adquisición de datos, diseño virtual y la fabricación de la restauración, están integrados en un sistema único, no habiendo la posibilidad de intercambio con otros sistemas. En cambio, los abiertos permiten la adopción de datos digitales originados por otros sistemas CAD/CAM (30).

Según el método de captación y producción podemos destacar dos tipos de sistemas (31-34, 42, 55-57):

- El sistema *indirecto* (captura de los datos de forma indirecta) en el que se escanea con un escáner extraoral y un modelo obtenido a partir de una impresión convencional en boca y su vaciado con yeso. Algunos sistemas ofrecen la posibilidad de escanear la impresión directa sin la fabricación de

molde (58). En ambos casos, el paso inicial de flujo de trabajo digital es una impresión analógica.

- El sistema *directo* (captura de los datos de forma directa) de uso en clínica, en el cual utilizaremos escáneres intraorales con los que se escanea la preparación directamente en boca. Con este sistema se eliminan la toma de impresión y el vaciado disminuyendo así dos pasos que influyen en la precisión del resultado final. (59) Dicho sistema puede ser completamente directo en la clínica, (sistemas in-office) si se posee software de diseño y fresadora ; o semi-directo si se realiza la impresión intraoral en clínica y los archivos obtenidos se envían al laboratorio para su diseño y confección, sistema out-office (31).

2.2.1 Escáneres y archivos de datos

Un *scanner* o escáner es un dispositivo tecnológico que se encarga de obtener y digitalizar imágenes, señales o información de todo tipo de objetos con el propósito de leerla y hacer uso de ella (54).

Los escáneres 3D se parecen a las cámaras fotográficas. Sin embargo, las cámaras tienen un campo de visión en forma de cono y no pueden recoger información de superficies que estén ocultas. El escáner recoge, en cada "imagen" que toma, información de la distancia de cada punto de la superficie de un objeto dentro de su campo de visión (información geométrica). Normalmente con un solo escaneo no se puede obtener toda la superficie del modelo, por lo que se realizan varios, incluso cientos, de escaneos para poder registrar toda la superficie del objeto. Todos estos escaneos han de llevarse a un sistema de referencia de coordenadas común, proceso que recibe el nombre de alineamiento, y que conlleva la fusión de los escaneos para obtener un modelo completo del objeto.

La información es codificada mediante el uso de combinaciones de secuencias de dos cifras o dígitos, que son concretamente el 0 y el 1. Es una codificación basada en un sistema de numeración binario. Un dígito de este sistema de numeración binario es la unidad mínima de información y la llamamos *bit*, acrónimo del término inglés *binary digit*. A la combinación de 8 *bits* se le llama *byte* en inglés, que en su traducción al español corresponde al término octeto. A partir de secuencias de *bits* (y *bytes*) podemos representar o codificar, números, letras, palabras o imágenes. Así una letra estará representada o codificada por 1 byte (8 bits), una o dos palabras por 10 bytes (80bits), o una imagen de resolución media por 100kbytes (100.000bits).

Por tanto, el paso de un objeto real palpable a uno virtual (a una recopilación de datos de información sobre su forma), es posible porque el escáner analiza el objeto y lo convierte en datos (una combinación de dígitos) que corresponde a una nube de puntos, a partir de los cuales mediante un *software* adecuado se puede extrapolar en un proceso llamado reconstrucción para formar la malla poligonal (mesh) del modelo digital tridimensional.

- Nube de puntos

En su definición más simple no son otra cosa que conjuntos de puntos en un sistema de coordenadas tridimensional. Otros enunciados entran más en detalle especificando que las nubes de puntos están compuestas por miles de mediciones individuales en un sistema de coordenadas (x, y, z), que en sí mismas componen un modelo tridimensional de los objetos registrados, aunque como tal conjunto de puntos sin procesado posterior, son un modelo muy simplificado que opera sólo visualmente, pues se compone únicamente de entidades singulares de tipo punto. Por ello, un modelo de nube de puntos no es sino una copia virtual de lo escaneado, compuesto por puntos cuya captura ha sido realizada de forma altamente automatizada. Una vez se realiza la captura de datos, las nubes de puntos son difíciles de inspeccionar y de manejar, por lo que se suelen convertir en modelos de malla poligonal (mesh)(60).

- Malla poligonal (Mesh)

Unión de los puntos de la nube de puntos formando triángulos, cuadriláteros u otros polígonos complejos. Su formato de archivo informático es “.stl”, que es el acrónimo de *Standard Triangle Language*

Este tipo de archivo utiliza una malla de pequeños triángulos sobre las superficies para definir la forma del objeto. Para que un objeto definido en un archivo “.stl” se construya correctamente, los triángulos deben encajar perfectamente entre ellos sin “huecos” ni superposiciones. El “.stl” es un formato estándar que describe solo la forma de la superficie del modelo, sin ninguna representación de color ni textura. Puede generarse a partir de la mayoría de las aplicaciones 3D existentes en el mercado actual. Un ejemplo quedaría representado en las imágenes de la figura 2 donde se representa un esfera y en las imágenes de esta misma esfera según ficheros “.stl” de distinta resolución (61).

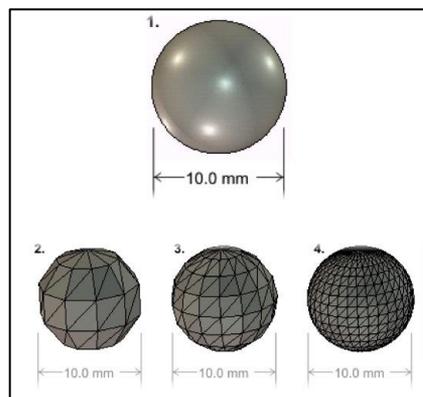


Figura 2. Imágenes de la esfera 1 según distintas resoluciones, de menos la 2 a más la 4(61).

La precisión de los sistemas CAD se ha demostrado que dependen de la densidad de la nube de puntos, a mayor cantidad de polígonos, mayor precisión (60, 62). Cuantos más triángulos formen la superficie, más grande será la resolución y el fichero. Esto es importante tenerlo en cuenta a la hora de hacer la conversión, ya que el grado de resolución es opcional. A mayor resolución menor será la rugosidad o suavidad relativa de un área curvada, lo cual supondrá a nivel práctico una prótesis con mejor ajuste. Por el contrario a mayor resolución mayor será el tamaño del

archivo y más dificultoso es su manejo al transferirlo al laboratorio o fábrica para el fresado o sinterización (figura 3).



3. Ejemplo de resolución de un archivo según el número de triángulos y el peso de dicho archivo en su consecuencia (63).

Jeong y cols. (64) en su estudio donde compararon los archivos generados por 4 tipos de escáneres (de referencia, extraoral de laboratorio, intraoral con tecnología video y intraoral con tecnología fotos) mostraron que existían diferencias entre la mayor cantidad de puntos captados por el escáner de referencia y el del laboratorio, respecto a los intraorales, teniendo los dos primeros mejores resultado de precisión (en el mismo estudio). Si bien sabemos su influencia, no hay estudios que hablen sobre la cantidad exacta necesaria de puntos captados.

Existen errores comunes de escaneado que pueden darse y que supondría transmitir una información errónea de lo escaneado. Dichos errores no son visibles al realizar el escaneado, ni existen estudios que revelen la causa, solo son detectables una vez se exporta el archivo “stl” y se estudia su malla poligonal. Estos errores podrán ser reparados con programas específicos tipo Viscam mesh (Materialise HQ, Leuven, Bélgica), Emendo (Createch 3D, Granada, España), Meshlab (Isti-CNR, Pisa, Italia) Blender 2.78 (Blender, Amsterdam, Holanda), Netfabb (Autodesk, San Francisco, EEUU). Si con estos programas no se pueden reparar, será necesario volver a escanear.

Algunos errores que nos podríamos encontrar son a nivel de (65):

- Orillas dañadas (*bad edges*):

Situación producida como consecuencia del contacto entre triángulos vecinos en la que no se respeta la regla Vértice-a-Vértice. Es el error más común.

- Las Normales o normales invertidas:

Situación producida cuando las normales de superficies (polígono) de un modelo 3D están incorrectamente orientadas y apuntan a lados contrarios cuando éstas deben apuntar hacia un lado uniforme. El signo visible de una normal invertida se confunde fácilmente con un hueco o agujero en el objeto (figura4).

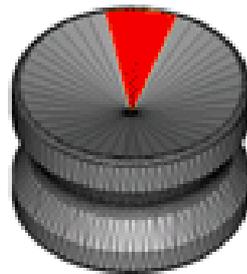


Figura 4. Error en un archivo .stl: normales o normales invertidas(63).

- *Gaps*:

Los *gaps* existen cuando dos triángulos de la malla o superficies “.stl” no conectan bien debido a una triangulación inapropiada de las superficies, por lo que hay que proceder a cerrar o “coserlos” (figura 5).

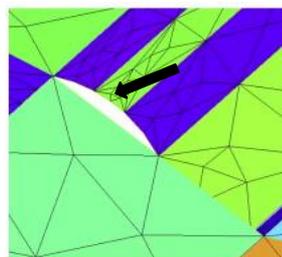


Figura 5. Error tipo *Gap* *señalado con un flecha(65)

- Agujeros (holes):

Son triángulos o partes de la malla donde no se hizo bien la traducción desde el sólido o son zonas mal escaneadas donde no hemos cogido toda la información (figura 6).

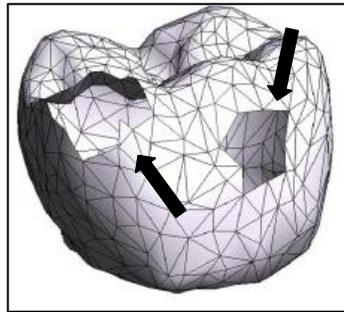


Figura 6. Error tipo agujero * señalado con un flecha(65).

- Superposición de triángulos:

A pesar de que la pieza está cerrada tiene triángulos superpuestos, información superpuesta, pudiendo dar problemas a la hora de fabricar el archivo

- Contornos abiertos:

Cuando los vértices de los triángulos no están completamente cerrados

2.2.1.1 Escáneres industriales

Dispositivo electrónico en el que la información obtenida se puede usar para construir modelos digitales tridimensionales que se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones. Desarrollados inicialmente en aplicaciones industriales (metrología, automóvil, geografía), han encontrado un vasto campo de aplicación en actividades como la arqueología, arquitectura, ingeniería, y entretenimiento (en la producción de películas y videojuegos).

Las series de escáneres 3D ATOS (GOM mbH, Braunschweig, Alemania) (figura 7) iniciaron su andadura en 1995 y han evolucionado continuamente con renombrada tecnología industrial. Actualmente la tecnología de medición óptica 3D y los sistemas de medición de superficies de campo completo se han convertido en una utilidad industrial estándar en prácticamente todo el mundo y es la llamada metrología 3D industrial de precisión.



Figura 7. Escáner 3D ATOS(66).

La medición con ATOS consta básicamente de tres pasos:

1. Posicionamiento del sensor y medición:

El sensor ATOS se posiciona libremente, ya sea manual o automáticamente, en frente de la pieza. Tras cada medición, el sensor o la pieza se mueven para poder explorar áreas no capturadas en la exploración anterior. Todas las mediciones individuales se convierten automáticamente en un sistema de coordenadas común que da lugar a una completa nube de puntos 3D.

2. Evaluación:

La malla poligonal computerizada define las superficies primitivas y de forma libre. Puede verificarse comparando las superficies con dibujos técnicos o directamente con el registro de datos CAD. En el software puede implementarse un análisis 3D de las superficies y un análisis 2D de las secciones transversales o los puntos. También es posible generar elementos primitivos a partir de CAD tales como líneas, planos, círculos o cilindros.

3. Informes y resultados:

Los resultados de la inspección detallada pueden presentarse en informes personalizados que contienen instantáneas, imágenes, tablas, diagramas, textos y gráficas. Los resultados pueden visualizarse y editarse en la interfaz de usuario y exportarse a un documento en formato PDF. En nuestro estudio lo utilizado fueron los archivos “stl”.

La tecnología utilizada por GOM ATOS se basa en la utilización de una cámara estereoscópica que se centra en el principio de la triangulación. El sensor proyecta diferentes patrones de luz sobre la superficie del objeto. Las dos cámaras registran estos patrones y forman un cambio de fase basándose en la distribución de intensidad sinusoidal en los chips de las cámaras. ATOS Core usa múltiples cambios de fase en un principio heterodino para obtener una altísima precisión a nivel de su píxel. Para cada píxel de cámara se calculan automáticamente coordenadas 3D independientes con ecuaciones de transformaciones ópticas.

La tecnología de proyección desarrollada por GOM usa luz LED azul de banda estrecha. Esto permite realizar mediciones de precisión independientemente de la iluminación ambiental. La robusta tecnología Blue Light apenas genera calor, tiene una vida útil larguísima y bajos costes de mantenimiento.

Además de la tecnología de cámara estereoscópica, ATOS utiliza la tecnología Triple Scan patentada por GOM. Las cámaras se combinan con el proyector para capturar tres vistas de un objeto en un solo proceso de medición. Esta tecnología requiere menos exploraciones y proporciona datos de mayor calidad incluso en la captación de superficies brillantes y geometrías complejas (figura 8).



Figura 8. Tecnología triple scan(66).

2.2.1.2 Clasificación de escáneres de uso odontológico

El escáner de uso odontológico, según la ISO 12836 , se define como un dispositivo de digitalización en odontología o dispositivo de obtención de datos de las superficies dentales para el diseño y la fabricación ayudados por ordenador de las restauraciones dentales indirectas hechas a medida, que se utiliza para registrar las características topográficas de los dientes y de los tejidos circundantes, de los componentes para la conexión de implantes, las impresiones dentales, los moldes dentales o modelos cerámicos, mediante métodos analógicos o digitales (67).

En función de si el escaneado lo realizamos en boca, o sobre un modelo y/o toma de impresión, se clasifican en intraorales y extraorales. Estos a su vez pueden subdividir según el concepto de trabajo y la tecnología que utilizan (figura 9):

| | | |
|-------------|---------------------------|--|
| Intraorales | Según concepto de trabajo | <ul style="list-style-type: none"> · out office · In office |
| | Según tecnología | <ul style="list-style-type: none"> · Muestreo activo de fuente de onda · Sistema paralelo confocal · Tomografía de coherencia óptica o sensor confocal · Microscopia con focal combinada con triangulación |
| Extraorales | Según tecnología | <ul style="list-style-type: none"> · luz blanca estructurada · Ópticos · luz laser |
| | | <ul style="list-style-type: none"> · Táctil y mecánico |

Figura 9. Clasificación de los escáneres de uso en odontología.

2.2.1.2.1 Escáneres extraorales

El escaneo extraoral se realiza en un modelo de escayola obtenido de una impresión con técnica convencional y según modelo, también directamente de una impresión convencional. Según el mecanismo empleado, se pueden clasificar estos escáneres en táctiles y mecánicos (o por contacto) y ópticos (de no contacto), y estos últimos a su vez en los de luz láser y los de luz blanca estructurada (68-73).

El escáner táctil o de exploración por contacto tiene un receptor en forma de pincel que resigue el contorno del modelo a escanear, registrando la geometría del modelo según lo recorre. La información se transmite al *software* para conformar una imagen tridimensional. Este sistema es de los más precisos del mercado, pero también de los menos rápidos.

El escáner óptico registra la geometría del modelo a partir de un proceso llamado triangulación activa, que consiste en generar una luz sobre la preparación que es proyectada para que el sensor del escáner capte la información dependiendo del ángulo de proyección y del patrón de sombras que se genera. El receptor del escáner registra el cambio de estas líneas y el computador calcula la correspondiente profundidad. La escala de profundidad en este procedimiento depende del ángulo de triangulación. Así, el computador puede calcular los datos tridimensionales de la imagen obtenida del receptor. Las fuentes de iluminación pueden ser proyección de luz láser o luz blanca estructurada dependiendo del sistema.

En los de luz láser, un haz de luz láser se proyecta sobre la estructura a escanear y el reflejo es captado por unos receptores que capturan la posición de la estructura mediante un modelo matemático. La luz puede producir desviaciones en estos reflejos, así que el escaneado debe realizarse totalmente a oscuras. Es determinante el material con el que se ha hecho el modelo, ya que algunos materiales dificultan el escaneado.

En los de luz estructurada, un haz de luz blanca o azul es proyectado sobre la superficie a escanear y los receptores captan el reflejo de esa luz. Mediante un

algoritmo, se extrapola el contorno de la estructura a escanear con todos los reflejos obtenidos. La ventaja de estos escáneres frente a los escáneres láser es que no es necesario que el habitáculo en el que se realiza el escaneado sea opaco, ya que la entrada de luz no perjudica el escaneo. De igual modo, también es determinante el material con el que se escanea, pues hay materiales (como los reflectantes) que dificultan el escaneo.

Los tipos de escáneres extraorales de uso odontológico y sus características quedan recopilados en las siguientes tabla 1.

Tabla 1. Escáneres extraorales y características

| Escáner extraoral | Fotografía | Compañía | Comercializado | Método de medición | Fuente de luz | Ajuste | Tiempo de escaneo (diente unitario) | Ejes | Cámaras | Resolución |
|---------------------------------------|---|----------------------------------|--|--------------------|---------------------|-----------|-------------------------------------|---------------|-------------------|------------|
| 3Shape 250 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | laser rojo | 18 μm | 45 - 60 sg | mov de 3 ejes | 2 cámaras | 1,3 MP |
| 3shape 500 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | medicalexpo/GO3ddental www.img.medicalexpo.es | óptico | laser rojo | 10 μm | 35 sg | mov de 3 ejes | 2 cámaras | 1,3 MP |
| 3shape D640 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | luz laser | 10 μm | 40 sg | mov de 3 ejes | 2 cámaras 1 laser | 1,3 MP |
| 3shape 710 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | luz laser | 10 μm | 25 sg (35) | mov de 3 ejes | 2 cámaras 1 laser | 1,3 MP |
| 3shape D750 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | medicalexpo/GO3ddental www.img.medicalexpo.es | óptico | Led Azul | 10- 12μm | 25 sg (35) | mov de 3 ejes | 2 cámaras | 1,3 MP |
| 3shape D810 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | luz laser | 7- 8 μm | 25 sg | | 2 cámaras | 5.0 MP |
| 3shape D850 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | led azul | 7- 8 μm | 25 sg | | 2 cámaras | 5.0 MP |
| 3shape 900 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | GO3ddental | óptico | Led azul | 7- 8 μm | 15 sg | | 4 cámaras | 5.0 MP |
| 3shape 1000 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | Ivoclar vivadent www.ivoclarvivadent.com | óptico | Led azul multilínea | 5 - 8 μm | 15 sg | | 4 cámaras | 5.0 MP |
| 3shape R2000 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | Ivoclar vivadent www.ivoclarvivadent.com | óptico | Led azul multilínea | 5 - 8 μm | 15 sg | | 4 cámaras | 5.0 MP |
| 3Shape E1 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | Ivoclar vivadent www.ivoclarvivadent.com | óptico | Led azul multilínea | 10 - 12μm | 25 sg | | 2 cámaras | 5.0 MP |
| 3Shape E2 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | Ivoclar vivadent www.ivoclarvivadent.com | óptico | Led azul multilínea | 10 - 12μm | 20sg | | 2 cámaras | 5.0 MP |
| 3Shape E3 www.3shape.com |  | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | Ivoclar vivadent www.ivoclarvivadent.com | óptico | Led azul multilínea | 7 - 10 μm | 18 sg | | 2 cámaras | 5.0 MP |

Tabla 1. Escáneres extraorales y características

| Escaner extraoral | Fotografía | Compañía | Comercializado | Método de medición | Fuente de luz | Ajuste | Tiempo de escaneo (diente unitario) | Ejes | Cámaras | Resolución |
|--|---|---|---|--------------------|-----------------------------------|-----------------|-------------------------------------|---------------|--------------------|-----------------|
| Iscan L1 www.imetric.com |  | Imetric 3D SA (Courgenay, Switzerland) | Medicalexpo www.img.medicalexpo.es | óptico | luz estructurada blanca | 15 µm | 1-2 min | | 2 cámaras | 1,3 MP |
| Dscan 3 www.dentalcad.egsolutions.com |  | egsolutions | Medical expo www.img.medicalexpo.es | óptico | Luz estructurada LED azul | 15 µm | 43 sg | mov 2 ejes | | 1,3 MP y 3,2 MP |
| Easy www.scanner3d.it/en/ |  | Open technologies | Skillbond www.skillbond.com | óptico | luz estructurada blanca | 10 µm | 60(arcada) | mov 5 ejes | 2 cámaras | 10 µm |
| Preciso S2000 www.jensendental.com |  | Jensen Dental (North Haven EEUU) | Jensen Dental | óptico | luz estructurada | 10 µm | 1 min 40 sg | no publicado | no publicado | no publicado |
| S600 Arti www.zirkonzahn.com |  | ZirkonZahn | ZirkonZahn | óptico | luz estructurada | <10 µm | no publicado | mov 2 ejes | 2 cámaras | no publicado |
| SinergiaSCAN 3D www.nobilmetal.com |  | Nobil-Metal (Vilafraanca d'Asti, Italia) | Nobil-Metal | óptico | luz estructurada | 12 µm | <90 sg | mov 2 ejes | 2 cámaras | no publicado |
| Zfx Evolution plus www.zimmerbiomet.com.es |  | Zimmer biomet (Indiana, EEUU) | Zimmer biomet | óptico | luz verde | <9 µm | 35 sg 1,1 min (arcada) | mov 2 ejes | 2 cámaras | no publicado |
| Origin IntelligenceHD www.origincadcam.com |  | B&D Dental Technologies (West valley, EEUU) | B&D Dental Technologies www.origincadcam.com | óptico | luz blanca LED estructurada | 10 µm | no publicado | mov 2 ejes | 2 cámaras | 2.0 MP |
| Ceramill Map400 www.amanngirrbach.com |  | AmannGirrbac (Koblach Austria) | AmannGirrbac (Koblach Austria) | óptico | luz estructurada | 6-10-20 µm | 24 sg (completo) | 2 ejes | 2 cámaras | no publicado |
| InEos X5 www.sirona.com/es/ |  | Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany) | Dentsply www.dentsplystore.com.au | óptico | luz de banda digital con luz azul | 2,1 µm ± 2,8 µm | < 12 µm | mov de 5 ejes | no publicado | no publicado |
| Cares scan CS2 www.straumann.es/ |  | Straumann (Alcovendas, Madrid) | Straumann www.straumann.es/ | óptico | laser | 10 µm | 30 sg 3min (completo) | | | |
| Planscan Lab www.planmeca.com |  | Planmeca Oy, (Helsinki, Finland) | Planmeca Oy, (helsinki, Finland) | óptico | Luz estructurada, LED azul | 15 µm | 40 sg | | 2 cámaras | 3,2 MP |
| Cercon eye www.dentsplystore.com.au |  | Dentsply (Salzburg, Austria) | Dentsply www.dentsplystore.com.au | óptico | laser | < 20 µm | 60 sg | | 3 cámaras + laser | no publicado |
| 3Series 3D www.dentalwings.com |  | Dental Wings Inc (Montreal, Canada) | Dental Wings Inc (Montreal, Canada) | óptico | laser | 15 µm | 10 min (12 coppings) | | 1 cámara - 1 laser | no publicado |

2.2.1.2.2 Escáneres intraorales

El *escáner intraoral* es un dispositivo portátil capaz de efectuar los escaneados tridimensionales de las superficies de los arcos dentales óptica y directamente creando un modelo digital, información que se introducirá directamente en la cadena de producción CAD/CAM a través de un ordenador (54, 74). El modelo digital es mejor en términos de precisión y exactitud respecto al modelo obtenido con técnica tradicional con material de impresión (33, 75, 76). Todos los escáneres intraorales, independientemente de sus particularidades, de manera genérica están constituidos por una pieza de mano o cabezal (llamado *Wang*), una interfaz de alimentación, un *software* de reconstrucción y un ordenador.

2.2.1.2.1.1 Clasificación de escáneres intraorales

Los escáneres intraorales se pueden clasificar:

- Según el concepto de trabajo:
 - *out office desing and milling*: Son aquellos sistemas con los cuales se realiza la impresión digital y el archivo obtenido es enviado al laboratorio para el diseño y fabricación.
 - *in office desing and milling*: Son aquellos que permiten completar todo el proceso en la clínica (impresión, diseño y mecanizado) durante una única cita teniendo un sistema integrado.
- Según la tecnología para la captación de la imagen :
 - Muestreo activo de fuente de onda, video continuo, luz azul (figura 10).

Se trata de es un sistema de captación de video 3D en movimiento, basado en el principio de *Active Wavefront Sampling*. Este concepto de “3D en movimiento” incorpora un diseño óptico revolucionario que incluye un procesamiento de la

imagen mediante algoritmos y la construcción de un modelo en tiempo real. El escáner más conocido con que utiliza esta tecnología es True definition® (3M, St Paul, EEUU)

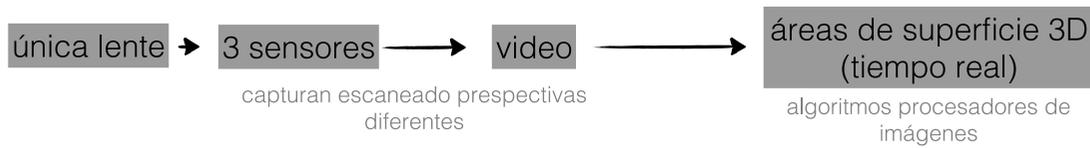


Figura 10. Representación del recorrido de la luz en los escáneres con la tecnología de muestreo activo de fuente de onda, video continuo, luz azul.

- Sistema paralelo confocal

Se trata de un sistema de escaneado óptico, que utiliza un láser rojo y está basado en la teoría del “*parallel confocal imaging*”, producción de imágenes por microscopía confocal paralela por fotogramas secuenciales (35). El escáner emite un haz de luz por un pequeño orificio, y cualquier superficie a una cierta distancia reflejará la luz hacia un tubo. El aparato proyecta haces de luz láser roja que rebota y al entrar en el orificio la luz reflejada se convierte en datos digitales (figura 11). El escáner intraoral más conocido que utiliza esta tecnología es 3Shape (3Shape A/S (Copenhague, Denmark)) e Itero® (Cadent Inc (Carstadt, New jersey, EEUU))

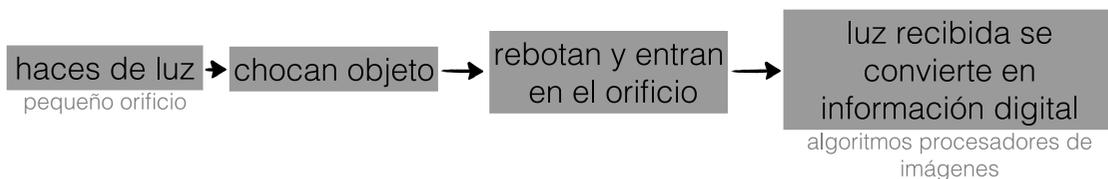


Figura 11. Representación del recorrido de la luz en los escáneres con tecnología Sistema paralelo confocal, fotogramas secuenciales, laser rojo.

- Tomografía de coherencia óptica o sensor confocal.

El digitalizador láser incluye una fuente de láser acoplado a un cable de fibra óptica, un acoplador y un detector. El acoplador divide la luz de la fuente de luz en dos caminos. El primer camino conduce a la formación de imágenes ópticas, que se centra el haz sobre un espejo de escáner, que dirige la luz a la superficie del diente preparado. El segundo camino de la luz desde la fuente de luz a través del acoplador se conecta a la línea de retardo óptico y al reflector. Esta segunda trayectoria de luz (trayectoria de referencia) es de una longitud de recorrido controlado y conocido, tal como está configurado por los parámetros de la línea de retardo óptico. La luz se refleja desde la superficie del objeto, devuelve a través del espejo del escáner y combinadas por el acoplador con el paso de luz de referencia a partir de la línea de retardo óptico. La luz combinada está acoplado a un sistema de imagen y la óptica de formación de imágenes a través de un cable de fibra óptica. Mediante la utilización de una fuente de coherencia con poca luz y la variación de la trayectoria de referencia por una variación conocida, el digitalizador láser proporciona una tomografía de coherencia óptica (OCT) sensor o un sensor de reflectometría de baja coherencia. Las ópticas de enfoque se colocan en un dispositivo de posicionamiento con el fin de alterar la posición de enfoque del haz de láser y para funcionar como un sensor confocal. Una serie de segmentos forman la imagen con láser en el objeto a partir de una única posición entrelazada entre dos o varios mapas 3D de la muestra desde la misma posición de la muestra. El período de tiempo para medir cada mapa 3D entrelazado se reduce a un intervalo corto y efectos relativos de movimiento entre el dispositivo intraoral y el paciente se reducen. Los mapas 3D entrelazados pueden estar alineadas con un *software* para producir una eficaz visión única densa nube de puntos 3D que no tiene inexactitudes inducidas o artefactos de movimiento. El movimiento del operador entre cada subtrama puede ser rastreado matemáticamente a través de los puntos de referencia en el mismo conjunto de datos (figura 12). El escáner intraoral más conocido que utiliza esta tecnología es E4D (D4D technologies, LLC (Richardson, TX))

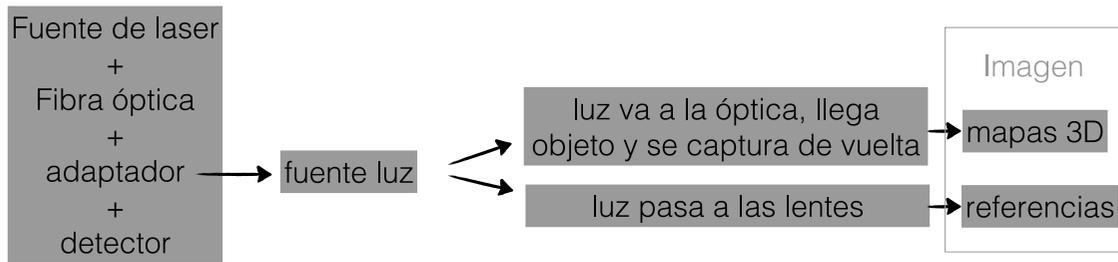


Figura 12. Representación del recorrido de la luz en los escáneres con tecnología tomografía de coherencia óptica o sensor confocal, láser azul.

- Microscopia confocal combinada con triangulación, luz azul.

Está basada en los principios básicos de la microscopía confocal y una técnica de triangulación activa que utiliza una especie de luz azul visible emitida por un diodo LED azul como su fuente de luz para la captura de imágenes (figura 13). El escáner más conocido que utiliza esta tecnología es el Sistema Cerec (Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany))

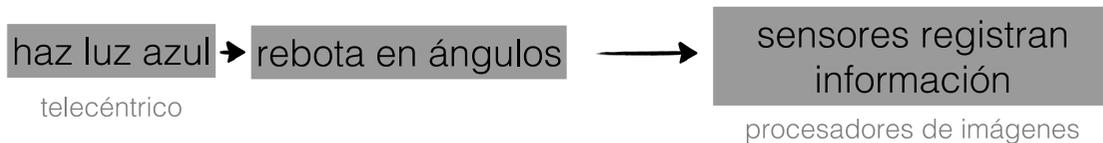


Figura 13. Representación del recorrido de la luz en los escáneres con tecnología microscopia confocal combinada con triangulación, luz azul.

2.2.1.2.1.2 Protocolo de escaneo

La operación para la utilización de un escáner intraoral es relativamente simple, el usuario debe sostener el cabezal a una distancia precisa recomendada por cada fabricante mientras el escáner se mueve gradualmente desde diferentes angulaciones por encima de lo que se pretende escanear. La secuencia de escaneado vendrá también especificada según el tipo de escáner y fabricante, pero en su finalidad se debe escanear el maxilar, la mandíbula y por último la relación oclusal entre estos dos. Es importante y recomendable seguir un orden en el escaneo para

el mejor funcionamiento del mismo y con la finalidad de que la relación de información capturada (nube de puntos - triángulos) se dé sin errores. Algunos ejemplos de protocolo en las direcciones de la pieza de mano quedan representados en la figura 14 para el registro de arcadas completas, y figura 15 para el registro anterior y posterior de la oclusión.

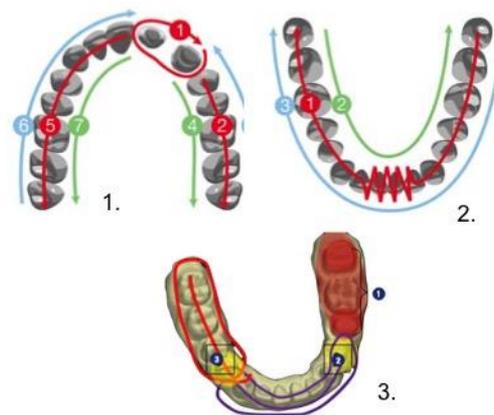


Figura 14. Recomendaciones según protocolo de escaneo para el registro de arcadas completas. 1.2 Según escáner 3Shape Trios®, 3. Según escáner True definition®.

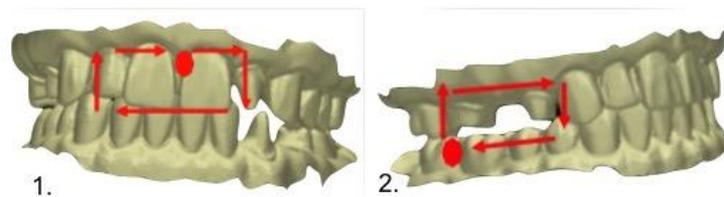


Figura 15. Recomendaciones según protocolo de escaneo para el registro de oclusión 1. Sector anterior 2. Sector posterior.

Las ventajas y desventajas de la técnica de impresión intraoral frente a la técnica convencional se recogen en la tabla 2.

Los tipos de escáneres intraorales existentes en el mercado se recogen en la tabla 3.

2.2.1.2.1.3 Ventajas y desventajas de la impresión con técnica convencional respecto a la impresión digital intraoral (29, 30, 43, 44, 46, 53, 76-80)

| IMPRESIÓN CONVENCIONAL | | IMPRESIÓN DIGITAL | |
|----------------------------------|---|--|--|
| VENTAJAS | DESVENTAJAS | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
| Técnica bien conocida y aceptada | | | Técnica desconocida y muy novedosa |
| Una vez es conocida, es fácil | Más compleja el aprendizaje | Técnica sencilla (Simplicidad) | Precisa de un aprendizaje |
| | | | Equipamiento complejo |
| | | | Requieren un mayor aislamiento de los márgenes subgingivales |
| | Tiempo fraguado de los materiales de 3 a 4 min. | Envío vía Wireless al laboratorio (rápido) | |
| | | Previsualización en el mismo momento de la impresión (permite revisión y cambios) ¹ | |
| | Coste bajo | | Coste elevado adquisición del equipo |
| | Necesidad de stock de material | | Coste de mantenimiento del equipo |
| | Incomodidad/disconfort del paciente: náuseas y molestias | Comodidad del paciente | |
| | Dejan restos de material en cara y labios | Los escáneres de multifotografía, muy limpios | Los escáneres de video, necesidad de espolvoreado |
| | | Mejor comunicación con el paciente | |
| | Inexactitudes: burbujas, zonas estiradas.... | Mejor precisión | |
| | Almacenamiento de materiales de impresión, cubetas y modelos antiguos | Almacenamiento de archivos en USB | |
| | Transporte hasta el laboratorio, con riesgo a extraviados y fracturas. | Envío vía Wireless al laboratorio (rápido) | |
| | Necesidad de esterilización cubetas y desinfección de la impresión | Posibilidad de esterilización del mango del captador | |
| | Todos los laboratorios son conocedores de las técnicas y circuitos convencionales | | Obligatoriedad de trabajar con un laboratorio especializado y autorizado |
| | | Relación protésico más fluida y estandarizada por el propio sistema | |

Tabla 2. Ventajas y desventajas de la impresión con técnica convencional respecto a la impresión digital intraoral.

2.2.1.2.1.4 Tipos de escáneres intraorales (30, 80-82)

Tabla 3. Escáneres intraorales y sus características

| Escaner intraoral | Fotografía | Año | Compañía | Método de medición | Fuente de luz | Tipo imagenes | NeceSidad de recubrimiento (polvo) | In- office milling | Software (deSing) | Milling | Archivo (Sistema) | Exportar .stl | Formatos | Pantalla |
|--|---|------|---|--|--|---------------|------------------------------------|--------------------|----------------------|------------------------|------------------------|---|----------------------------------|---|
| Apollo Di www.Sirona.com |  | 2013 | Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany) | Microscopia óptica confocal | LED | video | Si (apollo di SpeedSpray) | No | | | .stl (abierto) | Via directa Cerec (Sirona Connect) | carro | No color |
| Cerec AC Bluecam www.Sirona.com |  | 2009 | Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany) | Triangulación y microscopia óptica | LED Luz azul polarizada 470 nm | multiimagenes | Si (Sirona: OptiSpray) | Si | sotware cerec 4.4 | Cerec MC | propio (Cerrado) | Via directa Cerec (Sirona Connect) | carro AC y tablet AF | No color |
| Cerec AC Omnicam www.Sirona.com |  | 2012 | Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany) | Triangulación y microscopia óptica | LED blanco, No polarizado, rango espectral visible | video | No | Si | sotware cerec SW 4.4 | Cerec MC | Propio (cerrado) | Via directa cerec connect portal (Sirona connect) | carro | color |
| Itero www.itero.com |  | 2007 | cadent Inc (Carstadt, NJ, EEUU) | Microscopia confocal paralelo | laser rojo | multiimagenes | No | No | | | .stl (abierto) | Cadent center (y descargarlo) | carro | color |
| E4D www.e4d.com |  | 2008 | D4D techNologies, LLC (Richardson, TX) | Microscopia óptica confocal | laser rojo * | multiimagenes | OcaSionalmente | Si | | | Propio | | carro | No color |
| E4D - NEVO www.e4d.com |  | 2013 | D4D techNologies, LLC (Richardson, TX) | Microscopia óptica confocal | laser azul | video | No | Si | Dentallogic TM | E4D NEVO DeSing center | .stl. Abierto | E4D sky communication | portatil | color |
| Lava TM C.O.S www.solutions.3m.com |  | 2008 | 3M (St Paul, EEUU) | Muestreo activo(óptico) de fuente de onda | LED, luz azul visible (pulsatil) | Video | Si (Lava COS powder) | No | | | Propio | | carro | No color |
| True Definition www.solutions.3m.com |  | 2014 | 3M (St Paul, EEUU) | Muestreo activo (óptico) de fuente de onda | LED, Luz azul visible (Pulsatil) | Video | Si (Lava C.O.S powder) | No | | | Stl. (Abierto) | 3M connection center y descargarlo | carro y mobile | No color |
| TRIOS www.3shape.com |  | 2012 | 3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) | microscopia confocal | laser rojo | multiimagenes | No | No | Dental SystemTM | | Propio (DCM) o .Stl | 3shape communicate y descargarlo | kart/pot/integrado Sillón dental | No color (Trios MONo) color (trios color) |
| IOS FastScan www.ios3d.com |  | 2015 | IOS TechNologies, Inc (San Diego, CA) | Triangulacion | Laser | 3 imágenes | Si | Si | ios deSing | TS150TM Mill | .Stl (abierto) | | carro | No color |
| MIA 3D www.densys3d.com |  | 2013 | Densys Ltd(Dental wings) (Migdal Ha'Emek, Israel) | Triangulacion | Luz visible | 2 imágenes | Si | No | | | ASC II /.stl (abierto) | | Mia3d Station yMia3d portatil | No color |
| Lytos DPI-D www.Dimensionalphotonics.com |  | 2013 | DimenSional Photonics International, Inc (Wilmington, MA) | Triangulacion | Longitud de onda de 350 a 500 nm | multiimagenes | No | No | | | .Stl | | portatil | Color |

Tabla 3. Escáneres intraorales y sus características

| Escáner intraoral | Fotografía | Año | Compañía | Método de medición | Fuente de luz | Tipo imágenes | NeceSidad de recubrimiento (polvo) | In- office milling | Software (deSing) | Milling | Archivo (Sistema) | Exportar .stl | Formatos | Pantalla |
|--|---|------|---|--|----------------------------------|---------------|------------------------------------|--------------------|------------------------------------|-----------------------|-------------------|----------------------|--------------------------------------|----------|
| 3D Prograss www.3dprograss.it |  | 2015 | MHT Spa (verona, italy- MHT Optic Research AG (Niaderhasli, Switzeland) | No publicado | No publicado | 3 imágenes | OcaSionalmente | No | | | .Stl + propio | | portatil | No color |
| Direct Scan www.hintel.com |  | 2015 | Hint-Els GmbH (Griesheim, Germany) | No publicado | No publicado | multiimágenes | No publicado | No | | | No publicado | | portatil | No color |
| Planscan www.planmecacadcam.com |  | 2012 | Planmeca Oy, (helSinky, Finland) | Triangulación | No publicado | multiimágenes | No | Si | Planmeca PlanCAD easy | Planmeca planmill 40" | Propio/.stl | Planmeca Romexis | Portatil + integración Sillón dental | No color |
| CS3600 www.carestreamdental.com |  | 2015 | Carestream Health / Carestream dental (Rochester, NY) | 1/2 inch CMOS | Luz Led amarillo, azul y verde | multiimágenes | No | Si y No | software CS model y CS restore | CS 300 milling | .Stl y .Ply | Carestream solutions | Portatil | Color |
| Zfx Intrascan www.zfx-dental.com |  | 2013 | MHT techNologies@ Zimmer) | tecnología láser de paralelismo confocal | laser | multiimágenes | No | No | | | .Stl (abierto) | | Portatil | No color |
| Condor www.condorscan.com |  | 2016 | Remedent Inc.(Belgium) | Triangulación, Muestreo activo de fuente de onda | LED, luz azul visible (pulsatil) | video | No | No | | | .Stl y .Ply | | Portatil + integración Sillón dental | Color |
| DigImprint |  | 2013 | Steinbichler Optotechnik GmbH(Germany) | Triangulación | 4 cámaras y 3 proyectores | multiimágenes | Si | No | | | .Stl | | Portatil +carro | No color |
| Clon 3-D IODIS |  | 2016 | IODIS (Usa) | No publicado | No publicado | No publicado | No | No | | | .Stl | | Portatil | No color |
| Orascanner 2 www.Suresmile.com |  | 2003 | Suresmile | White-light interferometry scanning | LED | Multiimágenes | Si | Si | escáner específico para ortodoncia | | | | Portatil | No color |
| Cares www.straumann.com |  | 2016 | Straumann (Basel, Switzerland) | No publicado | No publicado | Multiimágenes | No | Si | straumann cares visual | M Series Straumann | .stl (abierto) | Cares connect | Carro | No color |
| Bluescan I www.atron3d.com |  | 2014 | Atron 3D (Klagenfurt, Austria) | Triangulación | LED | Multiimágenes | No | No | | | .stl (abierto) | | Portatil | Color |
| Heron ios www.3disc.com |  | 2017 | 3D Imaging & Simulations Corp. (3DISC), Daejone, Korea | No publicado | No publicado | No publicado | No | No | QuantorCAD | | .Stl y .Ply | QuantorChairSide | Portatil | Color |
| dentalwings dwio www.dentalwings.com |  | 2015 | 3D Imaging & Simulations Corp. (3DISC), Daejone, Korea | No publicado | No publicado | Video | No | No | | | .Stl | | Carro | No Color |

2.2.2 Proceso CAD

El diseño asistido por ordenador (CAD), es la utilización de un sistema informático para la creación, el análisis, la modificación o la optimización de un diseño. En la industria se empezó a utilizar en la década de los 60 con la finalidad de aumentar la productividad de la fase de diseño, mejorar su calidad, mejorar la comunicación y crear una base de datos con vistas a la fabricación. El software CAD produce un archivo informático, que generalmente será preparado para su impresión en 3D o para el mecanizado posterior. Estos softwares se pueden utilizar para diseñar figuras y curvas en un espacio bidimensional, o superficies, curvas y cuerpos sólidos en un espacio tridimensional. En el caso de la Odontología, el escaneado convierte, por ejemplo, el diente tallado en una imagen tridimensional sobre el que diseñar virtualmente la corona.

Los softwares de diseño, al igual que los sistemas CAD/CAM pueden ser abiertos, softwares que pueden recibir archivos “.stl” de cualquier tipo de escáner, algunos de los más utilizados en nuestro entorno más actual son 3Shape design (3shape A/S, Copenhagen, Denmark), Exocad (Darmstadt, Alemania) y Dentalwings (Montreal, Canadá); o software cerrado, propios de sistemas cad-cam cerrados que solo pueden recibir archivos de su escáner, algunos ejemplos más conocidos serían *softwares* Cerec (Sirona Dental System GmbH (Bensheim, Germany)), Romexis dental imaging *software* (Planmeca Oy, (Helsinki, Finland)).

2.2.3 Proceso CAM

La fabricación asistida por ordenador (CAM) es la fabricación de piezas mediante máquinas-herramienta controladas por ordenador. Las máquinas de control numérico del campo dental siguen la misma filosofía que las del resto de la industria, una vez que tenemos nuestro archivo “.stl” y necesitamos fresarlo (mecanizarlo), lo enviaremos una máquina de control numérico (CNC) capaz de

entender ese archivo y esta creará unos protocolos de fresado (tiempos, fuerzas, medidas, movimientos, direcciones, optimizaciones) (83).

Existen dos tipos de fabricación CAM, el método sustractivo y el método aditivo o impresión 3D.

La fabricación sustractiva, técnica donde se elimina material con una máquina-herramienta que realiza esta labor mediante arranque de viruta, estampado, corte o electroerosión. Es un tipo de máquina que se utiliza para dar forma a materiales sólidos, principalmente metales. Para su funcionamiento, un robot controlado sistemáticamente es el encargado de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica. Los equipos de procesado se distinguen por el número de ejes de maquinado que nos determinaran las posibilidades de movimientos que presentan. A mayor número de ejes, mayor posibilidad de movimientos, mayor grado de libertad y complejidad del maquinado. La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño, si no también depende de la digitalización, proceso de la información y producción. Es importante entender que, cuando se habla de ejes, se hace referencia a los ejes de un sistema cartesiano, (x,y,z) . En este sentido, pueden clasificarse las fresadoras, según el número de ejes, en tres tipos (45):

- Equipos de 3 ejes: Éstos tienen movimiento en las tres direcciones espaciales (x,y,z) , o sea, posibilidad de movimiento horizontal, vertical y oblicuo. Los equipos de tres ejes usan toda el área dental y pueden girar el patrón de maquinado 180° . Tiene como ventaja el menor desgaste del equipo y menor tiempo de procesamiento. Ejemplo de estos equipos son el Inlab (Sirona, Bensheim, Alemania) y el Lava (3M, St. Paul, EEUU).
- Equipos de 4 ejes: Adicional a los ejes X, Y y Z, se añade la posibilidad de control de giro de la pieza, sobre uno de los ejes. Permite ahorrar material y tiempo en el procesamiento.

-
- Equipos de 5 ejes: Adicional a los ejes X, Y y Z, se añade la posibilidad de control de giro de la pieza, sobre uno de los ejes, en estos equipos el huso de maquinado también rota, generando otro eje de rotación. Esto permite maquinar geometrías complejas con subsecciones como estructuras de puentes fijos con varios pódicos, pilares y estructuras anatómicas. Ejemplo de este sistema es el KaVo Everest® (Biberach, Alemania).

En oposición a la fabricación sustractiva está la impresión 3D o *Rapid prototyping*, que es la fabricación por adición de un objeto tridimensional mediante la superposición de capas. Existen 3 tipos de impresión (83):

- Deposición de material fundido: Una tobera muy fina va depositando material fundido, ya sea plástico o metal, en forma de filamento. La pieza se produce por la superposición de capas formadas de esta manera, que se endurece nada más ser depositado.
- Agregación de material granular: Un sustrato de material en forma granular se va fundiendo de manera selectiva y capa a capa. Al fundirse, las partículas sueltas quedan unidas y formando lo que se pretende fabricar. Esta técnica comprende la sinterización láser, que puede ser de metales o plásticos, la fundición por haz de electrones y la impresión por inyección de material aglutinante.
- Fotopolimerización o también denominado estereolitografía: En una batea de resina líquida fotopolimerizable con luz ultravioleta, un láser ultravioleta va polimerizando capas de forma secuencial hasta formar la pieza.

Dichos procesos CAM son llevados a cabo por máquinas de control numérico (CNC) completamente automatizadas. Se denominan así porque un ordenador convierte el diseño CAD en números que representan la trayectoria en forma de coordenadas que tiene que seguir la herramienta de corte para dar forma a la pieza final, en lo que se denomina *toolpath*. Las máquinas de control numérico del campo dental siguen la misma filosofía que las del resto de la industria, una vez que

tenemos nuestro archivo “.stl” y necesitamos fresarlo, por ejemplo, lo enviaremos a una máquina de control numérico (CNC) capaz de entender ese archivo y esta creará unos protocolos de fresado (tiempos, fuerzas, medidas, movimientos, direcciones, optimizaciones).

2.3 CIRCUITO DIGITAL

El flujo de trabajo digital en odontología protésica comprende todos los procedimientos informatizados coordinados que contribuyen a la fabricación de una restauración (31, 84). En función del sistema CAD/CAM utilizado, donde vayamos a realizar las restauraciones, sobre dientes o implantes, y el material que vayamos a utilizar existen diferentes circuitos de trabajos posibles:

2.3.1 Circuito digital para restauración sobre dientes

2.3.1.1 Circuito digital indirecto

El circuito digital indirecto ha sido el utilizado hasta la incorporación de los escáneres intraorales en el flujo digital, aunque hoy en día muchos odontólogos siguen utilizándolo al carecer de dicha nueva tecnología y con la finalidad de trabajar con materiales diseñados y mecanizados con ordenador. El circuito integra la técnica convencional de impresión y el vaciado de está generando un modelo que se escanea con un escáner extraoral para conseguir el archivo digital y empezar el proceso CAD/CAM (diseño y mecanizado en el laboratorio) (figura 16).

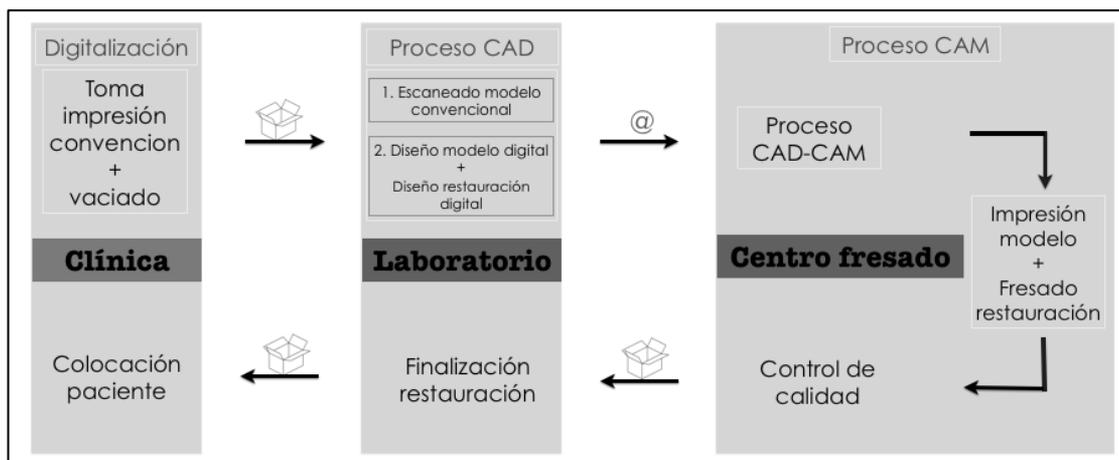


Figura 16. Diagrama del circuito digital indirecto.

2.3.1.1 Circuito digital directo - in office

El circuito digital directo - in office es posible para aquellos escáneres que permiten integrar todo el sistema CAD/CAM en la clínica. Principalmente utiliza materiales monolíticos, bien provisionales o definitivos (85, 86)(figura 17).

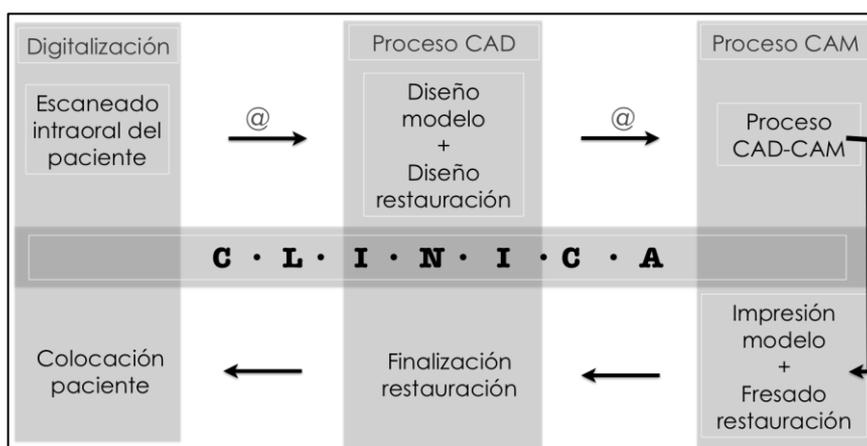


Figura 17. Diagrama del circuito digital directo - in office.

2.3.1.1 Circuito digital directo - out office

El circuito digital directo - out office (figura 18) se pueda dar en diferentes situaciones:

- Es posible para aquellos escáneres que no nos permiten integrar todo el sistema CAD/CAM en la clínica y necesitan de laboratorio y centro de fresado externos.
- Cuando la restauración que se pretende realizar no puede mecanizarse con las fresadoras de clínica por ser materiales, tipo titanio o cromo-cobalto, que necesitan fresadores o sinterizados de laboratorio.
- Cuando en clínica, independientemente de que el escáner que tengamos sea para un sistema in-office, no hemos adquirido la tecnología necesaria para la fase CAD y CAM.

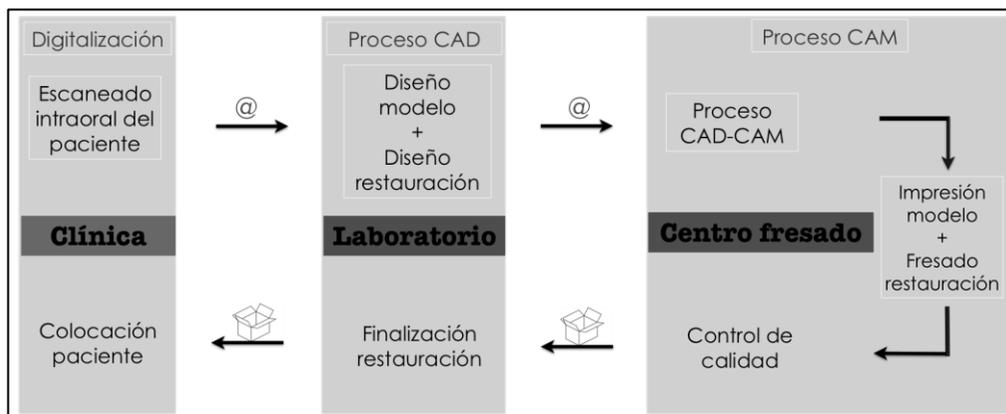


Figura 18. Diagrama del circuito digital directo-out office.

2.3.2 Circuito digital para restauración sobre implantes

Para la elaboración de restauraciones sobre implantes es necesario seguir un circuito o bien indirecto (87) (figura 16) , o directo out-office (36, 39, 40, 88, 89)(figura 18) . Para la toma de impresiones sobre implante será necesario atornillar un aditamento llamado *scanbody*(40, 78).

2.3.2.1 *Scanbody*

Los implantes dentales, a diferencia de los pilares naturales, con su configuración interna impiden la captura digital por lo tanto, para la toma de impresiones es necesario la utilización de un cuerpo de exploración específico y apropiado para cada implante llamado *scanbody*. (55, 78, 80, 88, 90, 91)(figura 19).Dicho dispositivo o aditamento escaneable va atornillado de forma intraoral y supragingival (90) sobre los implantes (88) o en los análogos de laboratorio sobre el modelo maestro (55), y nos transferirán la información de la localización, posición respecto a las otras estructuras, angulación, diámetro y conexión del implante utilizado (90). Es equivalente al aditamento de transferencia o *transfer* en la toma de impresiones convencionales (88) y de la misma manera que en dicha conocida técnica debe ser compatible tanto con el sistema de implantes utilizado, como con el sistema digital de captura y *software* de diseño (80).

El ajuste de estos *scanbodies* es decisivo para una transferencia de alta precisión de la posición del implante y la inclinación de estos (92), siendo una variable muy importante en la fabricación de prótesis con sistemas digitales, por ello, es importante realizar una radiografía una vez el *scanbody* está atornillado para comprobar su buen asentamiento. Stimmelmayer y cols. en el 2012 informaron de una discrepancia media en el ajuste de los *scanbodies* de 39 μm sobre los implantes originales y sólo 11 μm en los análogos de implante (55).



Figura 19. Diferentes tipos de *scanbodies*: (aditamentos de transferencias digitales) ordenados de izquierda a derecha: Camlog (Camlog Biotechnologies AG, Basel, Switzerland), Straumann CARES (Basel, Switzerland), Encode (Biomet 3i, Warsaw, Indiana, EEUU), Ineox (Hoil dental, London, united Kingdom), Straumann (Basel, Switzerland), Talladium (Lérida, España), Avinent-core3D (Santpedor, España).

2.4 CONCEPTO DE PRECISIÓN EN ODONTOLOGÍA

Todo aquel dispositivo involucrado en los procesos odontológicos, en este caso la prótesis dental, y que se utilice con la intención de conseguir un ajuste pasivo debe ser medido y cuantificado. La medición se define como el proceso de asignar valores a ciertos eventos de la realidad (93), siendo un componente esencial en la investigación científica y en el caso de nuestro estudio, para la validación de dispositivos. En este contexto es importante entender dos conceptos: precisión y exactitud.

La precisión se define como el grado de concordancia entre resultados de mediciones independientes obtenidos bajo condiciones estipuladas (67). En otras palabras, es la dispersión del conjunto de valores obtenidos de mediciones repetidas de una magnitud. Cuanto menor es la dispersión, mayor es la precisión. Una medida común de la variabilidad es la desviación estándar de las mediciones y la precisión se puede estimar como una función de ella (42, 57).

Se define exactitud como la capacidad de un instrumento de acercarse al valor de la magnitud real. Suponiendo varias mediciones, no se trata del error de cada una, sino de la distancia a la que se encuentra la medida real de la media de las mediciones, por ello exactitud es la cercanía del valor experimental obtenido al valor exacto de dicha medida. El conocimiento del valor exacto de una magnitud física es un concepto utópico, ya que es imposible conocerlo sin incertidumbre alguna (57).

De lo anterior se deduce que el resultado de una medición o instrumento puede ser preciso y exacto (figura 20 y 21).

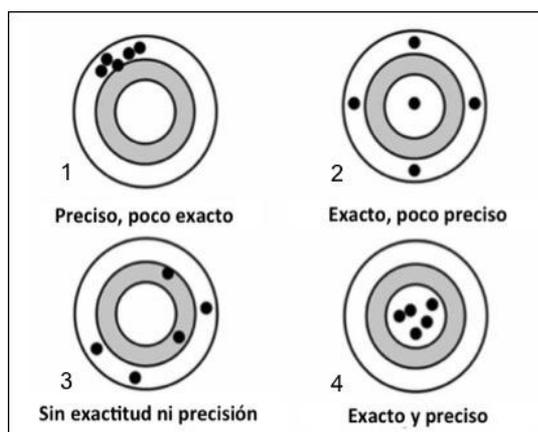


Figura 20. Diferencias entre exactitud y precisión (93).

| Preciso, poco exacto | Exacto, poco preciso | Sin exactitud ni precisión | Exacto y preciso |
|---|--|---|---|
| Resultados muy próximos entre sí pero valor medio alejado del valor verdadero (1) | Valor medio muy cercano al valor verdadero, pero gran dispersión de los resultados en torno al valor medio (2) | Gran dispersión de los resultados en torno al valor medio y valor medio alejado del valor verdadero (3) | Resultados muy próximos entre sí, con un valor medio muy cercano al valor verdadero (4) |

Figura 21. Diferencias entre exactitud y precisión según los valores medios y verdaderos

Al considerar el valor de exactitud relacionado con la precisión, uno se inclina a considerar sólo lo que podemos referir como " exactitud local ", en el que el escaneo de una pequeña forma geométrica se compara con la forma original. Esto sería válido para la exactitud necesaria en la realización de una corona unitaria, por ejemplo. Esta precisión ha sido determinada para escáneres intraorales por varios autores (33, 94, 95). En nuestro estudio vendrá representada por el estudio posicional de cada implante individualmente, según el tipo de escáner. Otra forma de exactitud sería la precisión de más extensión en el arco dental, que podrían ser referidos como " exactitud general " y se asemeja a la precisión necesaria para la producción de unidades múltiples prótesis fija, que implican múltiples unidades, sobre dientes naturales o implantes. Esta forma de exactitud es especialmente interesante si se toma en consideración situaciones de rehabilitaciones de arcada completa con

implantes, como es el caso de nuestro estudio. Aunque la dicotomía entre 'y' precisión " local " y 'general' puede parecer irrelevante en apariencia, no es así, sino todo lo contrario. La razón de su real relevancia está en que todos los escáneres intraorales construyen sus modelos en 3D mediante la combinación de varias imágenes en 3D hechas de la misma sección de la modelo, pero desde diferentes ángulos (91).

Muchos factores diferentes (aparte de variaciones entre especímenes supuestamente idénticos) pueden contribuir a la variabilidad de los resultados de un método de medición, entre ellos: el operador, el equipo utilizado, la calibración del equipo, el medio ambiente (temperatura, humedad, contaminación atmosférica) y el tiempo transcurrido entre las mediciones. La variabilidad entre mediciones efectuadas por diferentes operadores y / o con diferentes equipos suele ser mayor que la variabilidad entre las mediciones efectuadas en un corto intervalo de tiempo por un solo operador utilizando el mismo equipo (96).

La precisión puede ser medida en base a dos de sus componentes, la repetibilidad y reproducibilidad,

- Repetibilidad

Se define la repetibilidad como el grado de concordancia entre los resultados obtenidos de mediciones sucesivas de la misma magnitud sometida a medición, realizadas bajo las mismas condiciones de medición. Es un concepto cualitativo y su equivalente cuantitativo es la desviación típica o el coeficiente de variación de la repetibilidad de los resultados de las mediciones (67). En otras palabras, al repetir la medición en condiciones constantes estas deberían ser similares. En cierta medida podemos decir que la calidad de la repetibilidad refleja la estabilidad y autenticidad de un dispositivo de exploración en sí mismo independientemente del individuo quien lo utilice (operador) y del momento en el que se utilice (tiempo).

- Reproducibilidad

Se define la reproducibilidad como el grado de concordancia entre los resultados de mediciones de la misma magnitud sometida a medición, realizadas bajo

condiciones de medición distintas. Es un concepto cualitativo y su equivalente cuantitativo es la desviación típica o el coeficiente de variación de la repetibilidad de los resultados de las mediciones (67). En otras palabras, es la capacidad de un dispositivo de dar el mismo resultado, reproducir lo mismo, que otro dispositivo que consideramos tiene una precisión aceptada y al que lo queremos comparar.

2.4.1 Importancia clínica de la precisión en la prótesis dental

Cuando se realiza un tratamiento de prótesis fija sobre implantes, es de gran importancia que la estructura protésica forme un todo con los implantes sin generar ningún tipo de tensión, es decir, que exista ajuste pasivo, el cual es asumido como un requisito fundamental para mantener la integridad entre el hueso y el implante. Misch en 1995 lo definió como: “el grado de ajuste en que la prótesis se puede atornillar sin generar ningún tipo de tensión o deformación sobre el sistema prótesis-implante, salvando la precarga”(97). Patterson en 1995 lo calificó como: “la coincidencia íntima de todas las superficies de contacto, previo a la colocación de los tornillos, sin tensiones desfavorables en los implantes” (98).

Obtener un ajuste pasivo entre la cabeza del implante y la estructura fabricada es minimizar complicaciones mecánicas, tales como aflojamiento o fractura de tornillos, pérdida de retención, fractura del metal y del material de recubrimiento; que causarían efectos biológicos desfavorables en el tejido perimplantario (mucositis y periimplantitis)(99, 100). Esta correlación es difícil de asumir, ya que siempre va a existir un grado inevitable de inexactitud. Además, las pruebas clínicas para evaluar el ajuste de la estructura con el implante (técnica radiográfica, visión directa y exploración táctil (sondaje) y Test de Sheffield) son poco precisos y solo detectan errores graves (101). Sobre estas bases, algunos autores han argumentado en contra de la importancia del ajuste pasivo y han asumido que las técnicas de fabricación bien controladas son suficientes para proporcionar un tratamiento sobre implantes predecible (102). Sin embargo, hasta que se formulen directrices claras con respecto al nivel aceptable de ajuste del marco del implante, junto con un método de confirmación, es crucial buscar el mejor ajuste de dichas estructuras. Es difícil

determinar el nivel aceptable de ajuste para la prótesis con implante, según Jemt & Lie en 1995 (103), las discrepancias de hasta 150 μm no inducirán complicaciones clínicas. Por el contrario, otros pusieron este umbral mucho más bajo, entre 50 y 75 μm (104). Hay estudios que afirman que el margen y ajuste interno de la fabricación con sistemas CAD/CAM utilizando escáneres extraorales de laboratorio en estructuras sobre implantes tiene resultados clínicos predecibles y con buenos resultados (105-107); sin embargo la repetibilidad y reproducibilidad de la posición del implante para impresión intraoral está aún poco estudiada.

2.4.2 Medición de la precisión

Nos parece importante aclarar algunos conceptos con el fin de aportar al usuario de esta literatura científica un mayor entendimiento de dicho estudio.

2.4.2.1 Sistema de coordenadas

Un sistema de coordenadas es un conjunto de valores y puntos que permiten definir unívocamente la posición de cualquier punto en el espacio (un tipo de espacio geométrico). Los sistemas de coordenadas más simples se definen sobre espacios planos. El primero que expresó la posición de un punto en el plano o en el espacio fue Descartes, por lo que se suele referir a ellas como coordenadas cartesianas. Para representar un punto en un plano, utilizó dos rectas perpendiculares entre sí, de forma que la posición del punto se determinaba midiendo sobre los ejes las distancias al punto. Sobre dichas rectas se definen vectores unitarios o vectores perpendiculares entre sí que son vectores de módulo unidad. Un sistema de coordenadas cartesianas se define por dos ejes ortogonales en un sistema bidimensional y tres ejes ortogonales en un sistema tridimensional, que se cortan en el origen 0. Esto quiere decir que, en dicho punto, el valor de la totalidad de las coordenadas del sistema tiene nulidad (en el caso de un sistema de dos dimensiones, 0,0 y en 3 dimensiones 0, 0,0).

Las coordenadas cartesianas pueden definirse como aquel sistema de referencia que se utiliza para localizar y colocar un punto concreto en un espacio

determinado, tomando como referencia lo que son los ejes X, Y y Z. Las coordenadas de un punto cualquiera vendrán dadas por las proyecciones del vector de posición del punto sobre cada uno de los ejes. Por lo tanto, un sistema de coordenadas que permita especificar posiciones consta de: un punto de referencia fijo (0), denominado origen, y un conjunto de direcciones o ejes especificados, con una escala y unas etiquetas apropiadas sobre sus ejes (figura22).

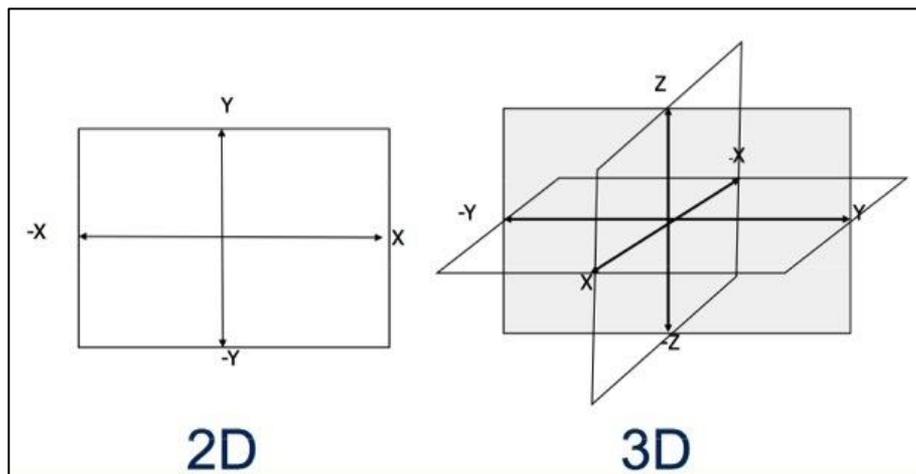


Figura 22. Representación de las proyecciones del vector del sistema de coordenadas cartesianas en 2D y 3D (108).

2.4.2.2 Vector en la ingeniería tridimensional

El concepto de vector está íntimamente relacionado con el espacio tridimensional en el que vivimos, de hecho es la herramienta matemática que nos permite describir un ente como el espacio, el cual no puede ser descrito con solo un número ya que es multidimensional. El espacio tiene anchura, altura y profundidad por todo lo que necesitamos tres números para definir una posición en el mismo, por ello, el concepto vector se inventó para poder describir matemáticamente el espacio en el que vivimos. El vector lo definimos como una magnitud física definida en un sistema de referencia y caracterizado en un segmento de recta determinado por sus puntos extremos caracterizado por tener módulo (o longitud) y una dirección (u orientación)(figura 23).

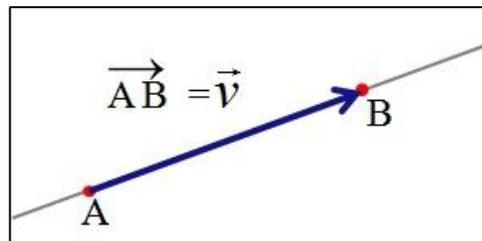


Figura 23. Esquema de un vector como un segmento de una recta entre dos puntos A y B (108).

Un vector de tres dimensiones queda representado sobre los ejes x, y, z, (figura 25) siendo sus coordenadas y componentes de un vector: V_x, V_y, V_z (figura 22).

$$\vec{V} = \mathbf{V} = (V_x, V_y, V_z)$$

Figura 24. Representación de un vector sobre los ejes.

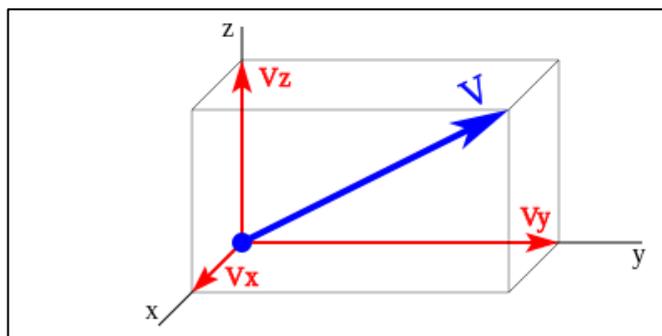


Figura 25. Esquema de un vector en las coordenadas tridimensionales (108).

En la representación gráfica del vector, podemos diferenciar: la recta soporte o dirección, sobre la que se traza el vector; el módulo o amplitud con una longitud proporcional al valor del vector; el sentido (indicado por la punta de flecha) y el punto de aplicación, que corresponde al lugar geométrico al cual corresponde la característica vectorial representado por el vector (figura 26).

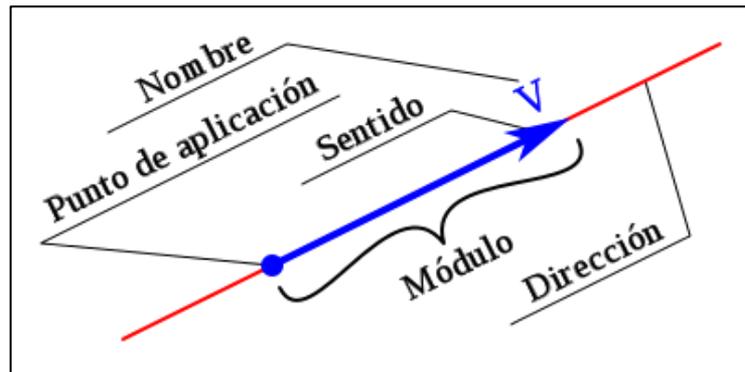


Figura 26. Esquema de la representación de las características de un vector (nombre, punto de aplicación, sentido, módulo y dirección) (108).

2.4.2.3 Programas informáticos para mediciones

En general, hay dos posibilidades para analizar la precisión de estos los flujos de trabajo. La primera de ellas consiste en comparar el ajuste de los respectivos restauraciones, y por lo tanto todo el proceso de fabricación. La otra forma sería comparar los conjuntos de datos resultantes de lenguaje teselación superficie (“stl”), que funcionan como base para la construcción de CAD, a partir de las dos alternativas de flujo de trabajo, con un conjunto de datos de referencia de alta precisión.

Las discrepancias tridimensionales entre dos conjuntos de datos de cada superficie pueden ser analizadas por superposición usando el programa de inspección apropiado. En su mayoría, estos programas utilizan algoritmos de ajuste para la alineación y posteriormente comparación de conjuntos de datos 3D.

3. HIPÓTESIS

Se establecieron las siguientes hipótesis estadísticas:

3.1 Respecto a la repetibilidad

- **Hipótesis nula 1.** No existen diferencias estadísticamente significativas en la repetibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres de uso odontológico.
- **Hipótesis alternativa 1.** Existen diferencias estadísticamente significativas en la repetibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres de uso odontológico.
- **Hipótesis nula 2.** No existen diferencias estadísticamente significativas en la repetibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres de uso odontológico.
- **Hipótesis alternativa 2.** Existen diferencias estadísticamente significativas en la repetibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres de uso odontológico.

3.2 Respecto a la reproducibilidad

- **Hipótesis nula 3.** No existen diferencias estadísticamente significativas en la reproducibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres de uso odontológico.
- **Hipótesis alternativa 3.** Existen diferencias estadísticamente significativas en la reproducibilidad de la posición espacial de los implantes en una maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres de uso odontológico.

- **Hipótesis nula 4.** No existen diferencias estadísticamente significativas en la reproducibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres de uso odontológico.
- **Hipótesis alternativa 4.** Existen diferencias estadísticamente significativas en la reproducibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres de uso odontológico.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO PRINCIPAL

Conocer la precisión (repetibilidad y reproducibilidad) e imprecisión máxima de los escáneres de uso en odontología para la confección de estructuras para prótesis sobre implantes.

4.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS

1. Determinar y comparar la repetibilidad e imprecisión máxima de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres.
2. Determinar y comparar la repetibilidad e imprecisión máxima de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres.
3. Determinar y comparar la reproducibilidad e imprecisión máxima de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres.
4. Determinar y comparar la reproducibilidad e imprecisión máxima de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos sistemas de escáneres.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

Para lograr los objetivos planteados, se diseñó un estudio experimental *In vitro*, en el cual las variable independiente fue el tipo de escáner y la dependiente la precisión (repetibilidad, reproducibilidad e imprecisión máxima). En él se utilizó un modelo con 8 réplicas de implante (modelo de estudio) , 2 escáneres intraorales (True definition® (3M ESPE (St Paul, MN)); 3Shape Trios® (3Shape A/S (Copenhagen, Denmark)), 3 escáneres extraorales (3Shape D810® (3Shape A/S (Copenhagen, Denmark), 3Shape D900® (3Shape A/S (Copenhagen, Denmark) y GOM ATOS II® (GOM mbH, Braunschweig, Alemania) y dos softwares de diseño: Delcam PowerSHAPE-e 2012 (Delcam, Birmingham, United Kingdom) y Geomagic Studio, Qualify 12.0 (Geomagic, Morrisville, Carolina del Norte, EEUU); para valorar con el primero la repetibilidad y la imprecisión máxima de los escáneres y con el segundo su reproducibilidad y la imprecisión máxima, tomando como control el escaneo mediante el escáner ATOS II GOM. Para ello el modelo de estudio fue escaneado por los distintos escáneres y los archivos obtenidos fueron analizados mediante los softwares de diseño, obteniendo valores de desviación estándar y error máximo, que fueron analizados y comparados mediante un *software* estadístico (Statgraphics Centurion 15.1).

5.1 TAMAÑO MUESTRAL

El tamaño muestral se calculó fijando una potencia estadística del 80% y un nivel de significación del 5%. En base a calcular el tamaño para la comparación de medias entre grupos se fijó una desviación estándar de 0,18 según los datos extraídos de las referencias científicas consultadas (32, 74, 90, 91, 109-112)

5.2 MODELO DE ESTUDIO

Como modelo de estudio se planteó la situación clínica de una rehabilitación de un maxilar superior con 8 implantes. Para ello se confeccionó un modelo de yeso tipo IV (Elite rock, Zhermack, Badia Polesine , Italy)(113) que reproducía un maxilar superior edéntulo con ocho réplicas de implante de conexión hexágono externo de 4,1mm de diámetro (Avinent Implant System-Core 3D, Santpedor, España), que se ubicaron en la localización correspondiente a los dientes 1.1, 1.5, 1.6, 1.7, 2.2, 2.4, 2.5 y 2.6, según la nomenclatura de la FDI (Federación Dental Internacional).

Para poder realizar los escaneados se atornilló manualmente un *scanbody* de 10mm de altura de tecapeek radiopaco de alta precisión (Core Scanbody Avinent HE®; Avinent Implant System-Core 3D, Santpedor, España), con una tolerancia de mecanizado de + / - 0'005 mm, según indicaciones del fabricante (figura27).

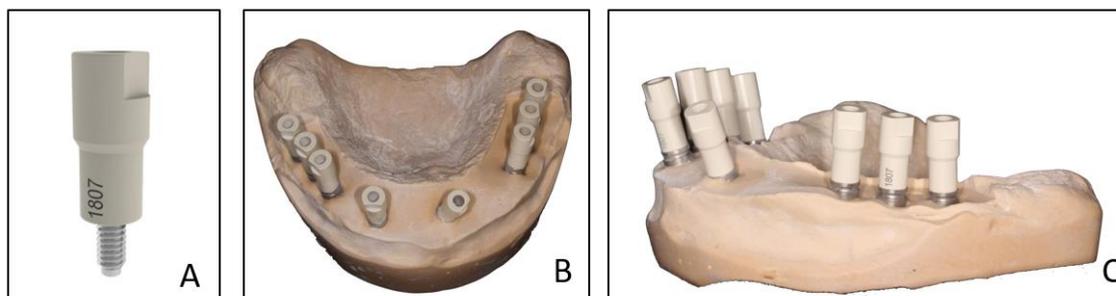


Figura 27. Scanbody de tecapeek (A) y modelo de estudio con los scanbodies. posicionados, en visión axial (B) y en visión sagital (C).

5.3 ESCÁNERES

Se utilizaron 5 escáneres, 3 extraorales y 2 intraorales (tabla 4).

| Nombre comercial | Escáner | | | | |
|------------------|--------------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------|
| | ATOS GOM | 3Shape D810® | 3Shape D900® | True definition® | 3Shape Trios® |
| Abreviatura | GO | SH810 | SH900 | TD | SHTr |
| Sistema | Industrial | extraoral (laboratorio) | extraoral (laboratorio) | intraoral (Clínica) | intraoral (Clínica) |
| Tecnología | Triple scan | Óptico, luz laser | Óptico, luz azul LED | Muestreo activo fuente onda | Microscopia confocal |
| Polvo | no | no | no | Si | no |
| Software version | Gom inspect V1.2.1 | 3 shape dental system (2013) | 3 shape dental system (2014) | True definition® 2014 | Trios System 2014-1 |
| Versión | v6.2.0-5 | v2.8.8.9 | v2.9.9.5 | v4.2.1 | v1.3.3.1 |

Tabla 4. Nombre comercial, abreviatura utilizada en nuestro estudio, ámbito de uso, tecnología que utiliza y versión del software utilizado de los escáneres utilizados en el presente estudio de precisión.

5.4 CAPTURA DE LOS DATOS (ESCANEADOS)

El modelo de estudio se escaneo con cada uno de los escáneres un total de diez veces. Los escaneos los realizó un mismo operador, que tenía una experiencia de 4 años en uso rutinario del tipo de escáneres utilizados en el estudio. La técnica de escaneado seguida, fue acorde a las indicaciones de cada fabricante siguiendo en los intraorales la misma secuencia de escaneo continuo empezando por el implante posicionado en 1.7 hasta 2.7 siguiendo el circuito de la figura 28.

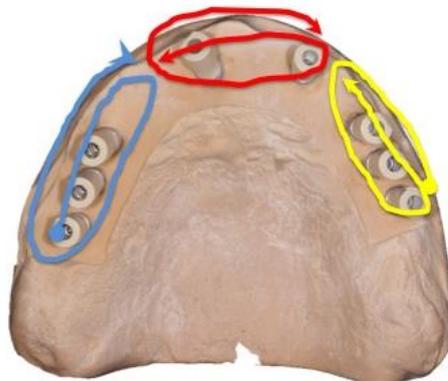


Figura 28. Protocolo según secuencia de escaneado para los escáneres intraorales True definition® y 3Shape Trios®.

Previo a la realización de los 10 escaneados por escáner del estudio, el operador realizó 5 que fueron desechados y sirvieron como calibración. Todos los escaneados fueron realizados en la misma sala y en las mismas condiciones ambientales controladas, $20 \pm 1^{\circ}\text{C}$ de temperatura y humedad relativa de $50 \pm 20\%$.

Previo a la realización de los escaneados se realizaron las siguientes acciones y valoraciones:

1. Cada escáner se calibró antes del inicio de los escaneados (siguiendo las instrucciones del fabricante).
2. Se valoró con visión aumentada (X2.7) que las plataformas de las réplicas de implante estaban en perfectas condiciones y sin restos de yeso.

3. Los *scanbodies* fueron conectados a los implantes del modelo de estudio previamente a los escaneados, no siendo retirados hasta haber finalizado todos los escaneados con los distintos escáneres.
4. En los escáneres GOM ATOS II®, 3Shape D810® y 3Shape D900®, el modelo de estudio se colocó en el interior del escáner y no fue retirado hasta haber realizado los 10 escaneos correspondientes.
5. En los escáneres 3Shape Trios® y True definition® , el modelo fue estabilizado sobre una mesa enganchado sobre esta con un material de masilla adhesiva *Blu-Tack* (Bostick, Reino Unido) sin posibilidad que pudiera sufrir ningún movimiento.
6. El escaneo con el escáner intraoral 3M True definition® fue el último que se realizó debido a la necesidad de espolvorear el modelo con polvo de dióxido de titanio (Lava Powder for Chairside Oral Scanner, 3M Espe, Lexington, USA). El polvo fue aplicado usando Lava Sprayer (3M Espe, Lexington, USA)

5.5 APARATOLOGÍA

1. *Evaluación de la repetibilidad de la posición espacial de la plataforma de cada uno de los implantes mediante el uso de los distintos escáneres*

Referente para la evaluación: cada implante consigo mismo.

Unidades de medición: errores máximos (imprecisión máxima) y desviación estándar.

Software utilizado para la comparación de escaneos: Delcam Powershape y tabla excel.

Archivo utilizado: .XML

2. Determinación de la reproducibilidad de la posición espacial del conjunto de las 8 plataformas de los implantes mediante los distintos escáneres

Referente para la evaluación: escaneado del ATOS GOM

Unidades de medición: errores máximos (Imprecisión máxima) y desviación estándar

Software de para la comparación de escaneos: Geomagic Studio (Qualify 12.0)

Archivos utilizados: estereolitográfico (".stl")

5.6 PROCESO CAD PARA OBTENER LOS DATOS DE REFERENCIA

Una vez realizados todos los escaneos del modelo de estudio con los *scanbodies* (figura29), cada uno de los archivos obtenidos se abrieron en el *software* CAD 3shape Dental System™ (3shape A/S - Copenhagen - Denmark) (figura 30) y se realizó el diseño de una estructura para la confección de una prótesis fija atornillada sobre 8 implantes (figura 31).



Figura 29: Imagen ejemplo de un escaneado del modelo de estudio A. Escáner intraoral True definition® B. Escáner intraoral 3Shape Trios® C. Escáner 3Shape D900® y 3Shape D810®. D. Escáner Gom Atos II®.

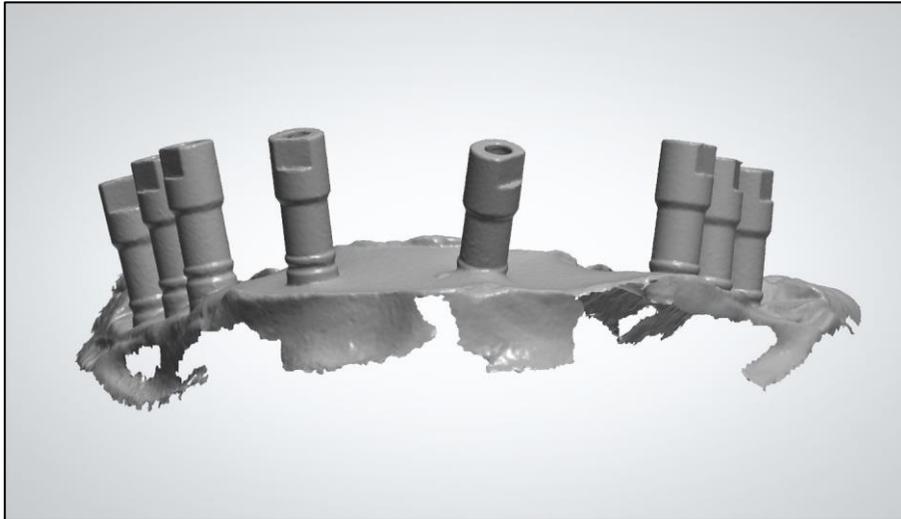


Figura 30. Imagen procedente de un archivo de escaneo del escáner intraoral 3Shape Trios®.

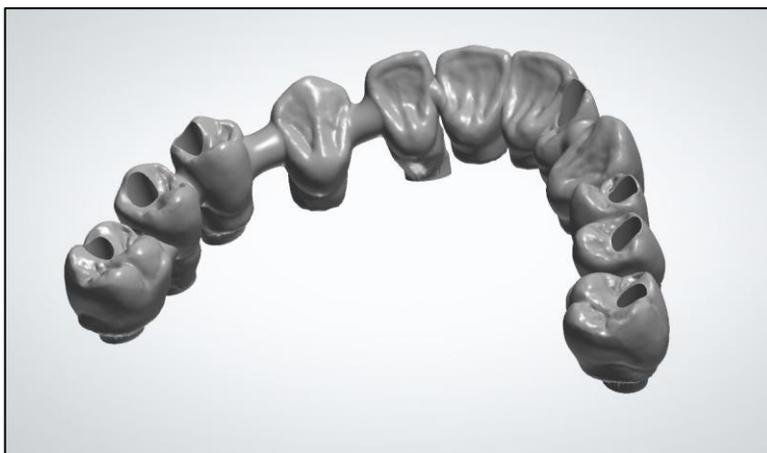


Figura 31. Imagen de la estructura que se diseñó para cada uno de los archivos de escaneo obtenidos con los diferentes escáneres.

El diseño de la estructura fue el mismo para los distintos escaneos. El diseño de la estructura de cada uno de los escaneos fue guardada en dos tipos de archivo: un archivo stereolitográfico y un archivo “.xml”; el primero proporciona información sobre la posición espacial del implante en formato “.stl” y el segundo en forma vectorial (figura 32).

```

<root>
- <Toothindex unn="2">
- <Kit>
  <System value="Avinent@ Bars (C3d)" />
  <Name value="HE 4.1 Coral/Ocean" />
  <ID value="84097_AbutmentKit193" />
  </Kit>
  <Position x="0.00000051" y="-0.00000029" z="0.00000025" />
  <Direction x="0.00000000" y="0.00000004" z="1.00000000" />
  <Rotation x="1.57079637" />
  <Rotation y="0.00000000" />
  <Rotation z="0.00000001" />
  <TransformMatrix m00="0.99999994" m01="0.00000000" m02="0.00000000" m03="0.00000051" m10="0.00000001" m11="-0.00000004" m12="-1.00000012"
  m13="0.00000029" m20="0.00000000" m21="1.00000000" m22="0.00000005" m23="0.00000029" m30="0.00000000" m31="0.00000000" m32="0.00000000"
  m33="1.00000000" />
  <Xaxis x="0.99999994" y="0.00000001" z="0.00000000" />
  <Yaxis x="0.00000000" y="0.00000004" z="1.00000000" />
  <Zaxis x="0.00000000" y="0.00000012" z="0.00000003" />
</Toothindex>
- <Toothindex unn="3">
- <Kit>
  <System value="Avinent@ Bars (C3d)" />
  <Name value="HE 4.1 Coral/Ocean" />
  <ID value="84097_AbutmentKit193" />
  </Kit>
  <Position x="0.20892431" y="7.01237965" z="0.85188031" />
  <Direction x="0.02969970" y="0.08490700" z="0.99594611" />
  <Rotation x="1.48177683" />
  <Rotation y="0.01375579" />
  <Rotation z="0.18357922" />
  <TransformMatrix m00="0.98310357" m01="0.02969970" m02="0.18062462" m03="0.20892431" m10="0.18253253" m11="0.08490700" m12="0.97952682"
  m13="7.01237965" m20="0.01375536" m21="0.99594611" m22="0.08889353" m23="0.85188031" m30="0.00000000" m31="0.00000000" m32="0.00000000"
  m33="1.00000000" />
  <Xaxis x="0.98310357" y="0.18253253" z="0.01375536" />
  <Yaxis x="0.02969970" y="0.08490700" z="0.99594611" />
  <Zaxis x="0.18062462" y="0.97952682" z="0.08889353" />

```

Figura 32. Información vectorial de un archivo .xml de uno de los escaneos.

5.7 SOFTWARE DE ANÁLISIS DE LAS IMAGENES

Se utilizaron 2 *softwares* para analizar y comparar los archivos de datos obtenidos con los escáneres utilizados.

El programa Geomagic Qualify vs.12.1.2-2012 (Geomagic, Morrisville, Carolina del Norte, EEUU) es un *software* propiedad de Geomagic que se utiliza en ingeniería inversa para el análisis CAD en 3D y en Metrología (figura 33). La ingeniería inversa es la disciplina que se encarga de la comparación del diseño CAD de piezas mecánicas con la pieza física que se ha fabricado para ver los errores introducidos durante la fabricación, como parte del proceso de control de calidad. Este programa reconoce características geométricas y permite elegir completamente los parámetros que se quieren estudiar a la hora de hacer la comparación.



Figura 33. Software Geomagic Qualify 2012

El programa Powershape-e 2012 (Delcam, Birmingham, United Kingdom) es un software para diseño mecánico 3D y es la base de operación de los módulos de la compañía Delcam para el diseño de productos, moldes, aditamentos y herramientas. Es capaz de aportar toda la creatividad necesaria para concebir cualquier tipo de producto y desarrollar los procesos necesarios para su fabricación. Tiene un potente modelador 3D que incluye sólidos y superficies para formas muy complejas y puede combinar malleado o *mesh*, tiene producción de dibujos, acotaciones y manejo de tolerancias, ingeniería de reversa, menú para cierre y reparación de superficies, creación de ensamblajes, visualización y renders.

5.8 METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE LA REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

Los archivos “.xml” correspondientes a los distintos escaneos de cada uno de los escáneres estudiados fueron tratados mediante el programa de diseño CAD, Delcam Powershape-e2012 (Delcam, Birmingham, United Kingdom), permitiendo tener a partir de las coordenadas x,y,z una imagen con un representación gráfica de un punto y un vector, para cada uno de los implantes del modelo de estudio, que indicaban, la posición espacial de la plataforma del implante y su dirección, respectivamente (figura 34).



Figura 34. Imagen de la representación gráfica de los vectores directores de cada uno de los 8 implantes del modelo de estudio.

Las representaciones gráficas de los diez escaneos de cada escáner fueron superpuestos entre ellos tomando como referencia para la superposición la posición del punto del primer, el cuarto y el octavo implante, para poder relacionarlos todos ellos con las mismas referencias y poder evaluar la posición de la plataforma del implante (figura 35 y 36). Así, la posición espacial del punto del primer implante en los 10 escaneos era el mismo ($x=0, y=0, z=0$) y la posición espacial de los puntos del resto de implantes de los 10 escaneos estuvo en función de la repetibilidad de cada escáner.

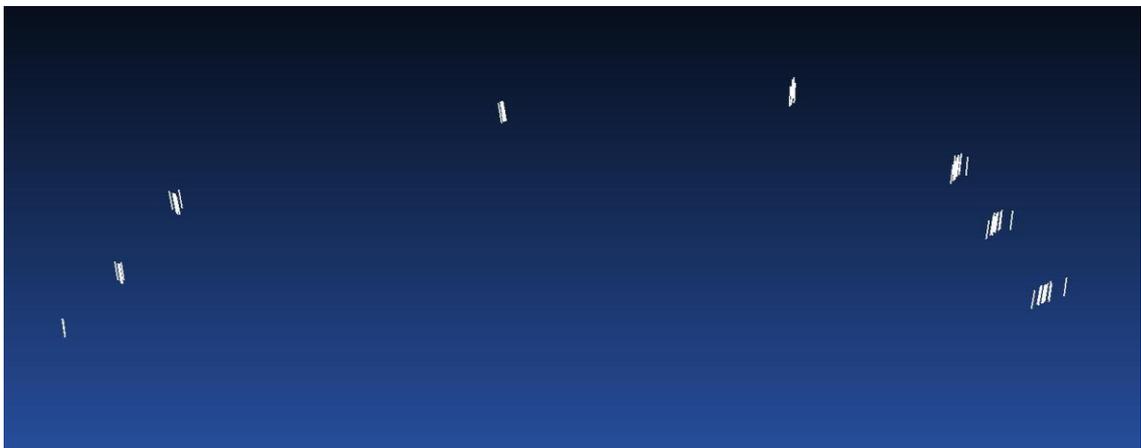


Figura 35. Imagen de la superposición de las representaciones gráficas de los vectores directores de cada uno de los 8 implantes del modelo de estudio correspondientes a los diez escaneos realizados con uno de los escáneres (Ejemplo de la comparación de las imágenes del escáner intraoral 3shape).

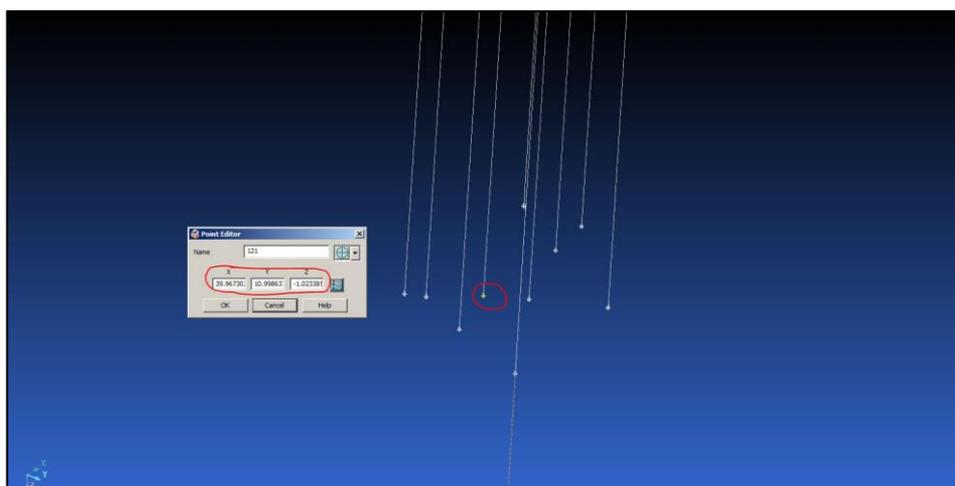


Figura 36. Imagen magnificada de la superposición de las representaciones gráficas de los vectores directores correspondientes a los diez escaneos de uno de los implantes realizados con uno de los escáneres. En la ventana se muestran los valores de las coordenadas x,y,z correspondiente al punto resaltado con un círculo rojo.

Para poder determinar la repetibilidad, en primer lugar, se calculó la distancia entre el origen de coordenadas ($x=0, y=0; z=0$), correspondiente al punto del primer implante, y la del punto de cada uno de los implante de cada uno de los escaneos. Para ello los valores de las coordenadas x,y,z de los puntos de cada uno de los implantes fueron recogidos en una tabla Excel (anexo I) y a partir de ellos se determinaron las distancias por cálculo vectorial (figura 37) que recogimos en una tabla excel (anexo II).

$$d(A, B) = |\overline{AB}| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Figura 37. Fórmula para el cálculo del módulo vectorial de la distancia entre dos puntos.

Después se calculó la desviación estándar de las distancias obtenidas. La desviación estándar, es una medida de la dispersión o variabilidad de los valores de una variable y es considerada una medida para valorar la repetibilidad (67).

A partir de los datos de distancia también se determinaron las distancias máximas, como representativo de la imprecisión máxima que se había registrado (anexo III).

5.9 METODOLOGÍA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN DEL CONJUNTO DE LOS 8 IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

Los archivos “.stl” correspondientes a los distintos escaneos de cada uno de los escáneres estudiados fueron tratados mediante el programa de diseño CAD Geomagic Studio vs.12.1.2-2012 (Geomagic, Morrisville, Carolina del Norte, EEUU), permitiendo obtener una imagen cilíndrica representativa de la posición espacial de cada uno de los implantes del modelo de estudio. Para determinar la reproducibilidad de los distintos escáneres, las representaciones gráficas de los 8 implantes de cada uno de los escaneos fueron superpuestos mediante el software Geomagic y según el algoritmo de “*best fit alignment*” a un escaneo del escáner GOM ATOS II® el cual fue

seleccionado aleatoriamente entre los 10 realizados. El escaneo seleccionado fue el nº 5. El software permitió obtener una representación gráfica y colorimétrica de las distintas superposiciones de acuerdo a una escala adjunta, así como el desajuste del conjunto de los 8 implantes de los pares de representaciones gráficas superpuestas con un valor de desviación estándar y un valor de desviación máxima, representativo de la imprecisión máxima registrada (figura 38) (anexo IV). Todos los valores de desviaciones estándar y errores de imprecisión máxima de cada comparación fueron recogidas en una tabla excel (anexo V)

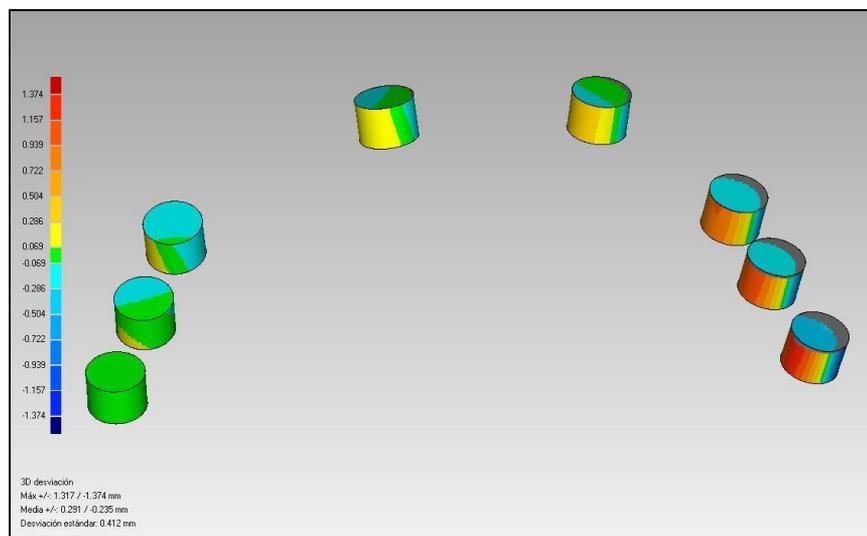


Figura 38. Imagen de la representación gráfica de la superposición de los cilindros de los 8 implantes del modelo de estudio de dos escaneos, con la escala colorimétrica y valores numéricos de imprecisión, entre ellos la desviación estándar y la desviación máxima (imprecisión máxima) en milímetros, utilizando como control el escaneo nº5 realizado con el escáner Gom Atos II®.

5.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Para la valoración de la repetibilidad y reproducibilidad de los distintos escáneres se utilizaron los valores de las desviaciones estándar y de imprecisión máxima procedentes de la comparación de los 10 escaneados realizados para cada uno de los diferentes escáneres estudiados. Estos datos fueron analizados mediante el programa estadístico STATGRAPHICS@CENTURIUM XVII (Statpoint Technologies, Warrenton, Virginia, USA) con un nivel de significación del 95%, mediante un análisis de modelos lineales generalizados.

6. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados correspondientes a:

6.1 REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

La repetibilidad ha sido valorada atendiendo al sistema y tipo de escáner, según los valores de desviación estándar y de máxima imprecisión.

6.1.1 Según Sistema (industrial, extraoral e intraoral)

6.1.1.1. Según los valores de desviación estándar

En la tabla5 se muestra el análisis descriptivo de los valores de desviación estándar para cada implante y sistema (Anexo II).

| <i>Nivel</i> | <i>Nº de mediciones</i> | <i>Media</i> | <i>Error Est.</i> | <i>Límite Inferior</i> | <i>Límite Superior</i> |
|-----------------------------|-------------------------|--------------|-------------------|------------------------|------------------------|
| MEDIA GLOBAL | 980 | 78,6377 | | | |
| Implante | | | | | |
| 2 | 140 | 21,4674 | 17,4793 | -12,7913 | 55,7262 |
| 3 | 140 | 38,7324 | 17,4793 | 4,4736 | 72,9911 |
| 4 | 140 | 27,7694 | 17,4793 | -6,48941 | 62,0281 |
| 5 | 140 | 73,9186 | 17,4793 | 39,6599 | 108,177 |
| 6 | 140 | 109,885 | 17,4793 | 75,6263 | 144,144 |
| 7 | 140 | 126,818 | 17,4793 | 92,5591 | 161,077 |
| 8 | 140 | 151,873 | 17,4793 | 117,614 | 186,132 |
| Sistema | | | | | |
| EX | 392 | 4,17352 | 9,90981 | -15,2494 | 23,5964 |
| IN | 392 | 225,088 | 9,90981 | 205,665 | 244,511 |
| i | 196 | 6,6519 | 14,0146 | -20,8162 | 34,12 |
| Implante por Sistema | | | | | |
| 2,EX | 56 | 3,82876 | 26,2189 | -47,5594 | 55,2169 |
| 2,IN | 56 | 54,2294 | 26,2189 | 2,84128 | 105,618 |
| 2,i | 28 | 6,34409 | 37,0791 | -66,3297 | 79,0179 |
| 3,EX | 56 | 3,87537 | 26,2189 | -47,5128 | 55,2635 |
| 3,IN | 56 | 105,932 | 26,2189 | 54,5438 | 157,32 |
| 3,i | 28 | 6,38976 | 37,0791 | -66,2841 | 79,0636 |
| 4,EX | 56 | 2,00938 | 26,2189 | -49,3788 | 53,3975 |
| 4,IN | 56 | 77,2958 | 26,2189 | 25,9077 | 128,684 |
| 4,i | 28 | 4,00287 | 37,0791 | -68,671 | 76,6767 |
| 5,EX | 56 | 4,09011 | 26,2189 | -47,2981 | 55,4783 |
| 5,IN | 56 | 210,285 | 26,2189 | 158,897 | 261,673 |
| 5,i | 28 | 7,38047 | 37,0791 | -65,2934 | 80,0543 |
| 6,EX | 56 | 6,56415 | 26,2189 | -44,824 | 57,9523 |
| 6,IN | 56 | 315,365 | 26,2189 | 263,977 | 366,753 |
| 6,i | 28 | 7,72581 | 37,0791 | -64,948 | 80,3996 |
| 7,EX | 56 | 4,79986 | 26,2189 | -46,5883 | 56,188 |
| 7,IN | 56 | 368,089 | 26,2189 | 316,701 | 419,477 |
| 7,i | 28 | 7,56491 | 37,0791 | -65,1089 | 80,2387 |
| 8,EX | 56 | 4,047 | 26,2189 | -47,3412 | 55,4352 |
| 8,IN | 56 | 444,417 | 26,2189 | 393,029 | 495,805 |
| 8,i | 28 | 7,15536 | 37,0791 | -65,5185 | 79,8292 |

Tabla 5. Media, error estándar y límite inferior y superior con un intervalo de confianza del 95%. Los valores son en micras. Código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

En la tabla 6 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados de los factores: implante estudiado (del 1 al 8) y el sistema utilizado, y su posible interacción, a partir de los de los valores de desviación estándar para cada implante y sistema (Anexo II).

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|-------------------------------|--------------------------|-----------|-----------------------|----------------|----------------|
| EFECTOS PRINCIPALES | | | | | |
| Implante | 2,03262E6 | 6 | 338770, | 8,80 | 0,0001 |
| Sistema de escáner | 1,13936E7 | 2 | 5,6968E6 | 147,98 | 0,0001 |
| INTERACCIONES | | | | | |
| Implante * sistema de escáner | 4,72784E6 | 12 | 393987, | 10,23 | 0,0001 |
| RESIDUOS | | | | | |
| TOTAL (CORREGIDO) | 5,6273E7 | 979 | 38496,1 | | |

Tabla 6. Análisis inferencial según un análisis de modelos lineales generalizados - Suma de Cuadrados Tipo III.

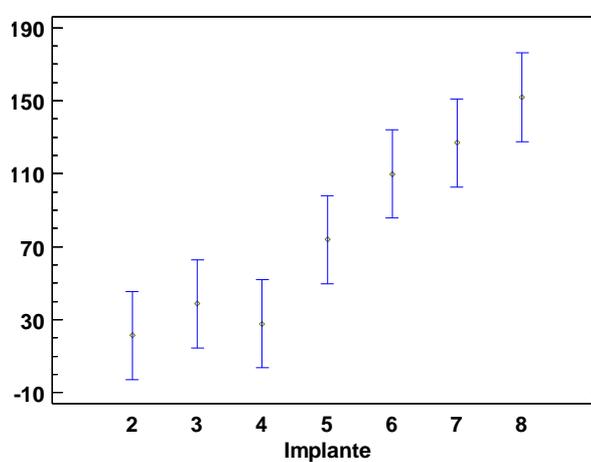
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD).Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 7, los pares con diferencias significativas en la tabla 8 y en la gráfica 1 se muestra la representación gráfica.

| Implante | Casos | Media LS | Sigma LS | Grupos Homogéneos |
|-----------------|--------------|-----------------|-----------------|--------------------------|
| 2 | 140 | 21,4674 | 17,4793 | x |
| 4 | 140 | 27,7694 | 17,4793 | xx |
| 3 | 140 | 38,7324 | 17,4793 | xx |
| 5 | 140 | 73,9186 | 17,4793 | xxx |
| 6 | 140 | 109,885 | 17,4793 | xxx |
| 7 | 140 | 126,818 | 17,4793 | x |
| 8 | 140 | 151,873 | 17,4793 | x |

Tabla 7.Tabla de grupos homogéneos.

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|-----------|------|------------|-------------|
| 2 - 3 | | -17,2649 | 48,4492 |
| 2 - 4 | | -6,30193 | 48,4492 |
| 2 - 5 | * | -52,4512 | 48,4492 |
| 2 - 6 | * | -88,4176 | 48,4492 |
| 2 - 7 | * | -105,35 | 48,4492 |
| 2 - 8 | * | -130,406 | 48,4492 |
| 3 - 4 | | 10,963 | 48,4492 |
| 3 - 5 | | -35,1862 | 48,4492 |
| 3 - 6 | * | -71,1527 | 48,4492 |
| 3 - 7 | * | -88,0855 | 48,4492 |
| 3 - 8 | * | -113,141 | 48,4492 |
| 4 - 5 | | -46,1493 | 48,4492 |
| 4 - 6 | * | -82,1157 | 48,4492 |
| 4 - 7 | * | -99,0486 | 48,4492 |
| 4 - 8 | * | -124,104 | 48,4492 |
| 5 - 6 | | -35,9664 | 48,4492 |
| 5 - 7 | * | -52,8993 | 48,4492 |
| 5 - 8 | * | -77,9546 | 48,4492 |
| 6 - 7 | | -16,9328 | 48,4492 |
| 6 - 8 | | -41,9882 | 48,4492 |
| 7 - 8 | | -25,0553 | 48,4492 |

Tabla 8. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa.



Gráfica 1: Gráfica de medias obtenida mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD) que muestra la diferencia en la repetibilidad de los implantes. Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras.

A fin de determinar entre que sistemas se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia

Resultados

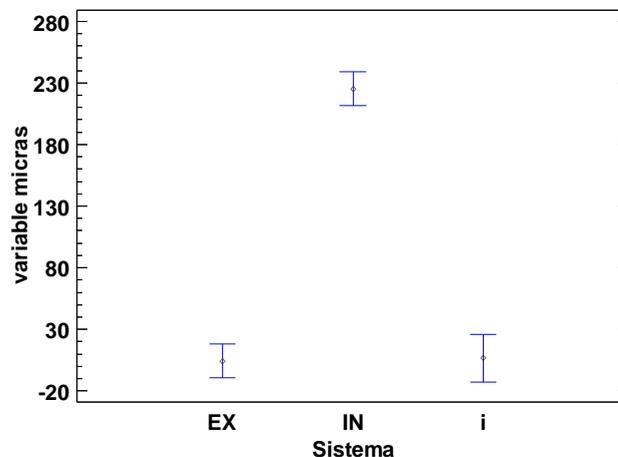
significativa mínima de Fisher (LSD). La representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 9, los pares con diferencias significativas en la tabla 10 y en la gráfica 2 se muestra la representación gráfica.

| Sistema | Casos | Media LS | Sigma LS | Grupos Homogéneos |
|---------|-------|----------|----------|-------------------|
| EX | 392 | 4,17352 | 9,90981 | X |
| i | 196 | 6,6519 | 14,0146 | X |
| IN | 392 | 225,088 | 9,90981 | X |

Tabla 9. Tabla de grupos homogéneos. La referencia del sistema es según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

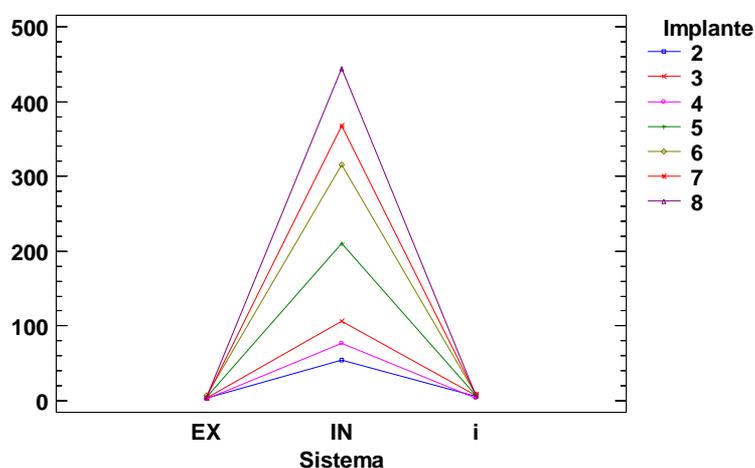
| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|-----------|------|------------|-------------|
| EX - IN | * | -220,914 | 27,4681 |
| EX - i | | -2,47838 | 33,6414 |
| IN - i | * | 218,436 | 33,6414 |

Tabla 10. Pares de sistemas con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. La referencia del sistema es según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

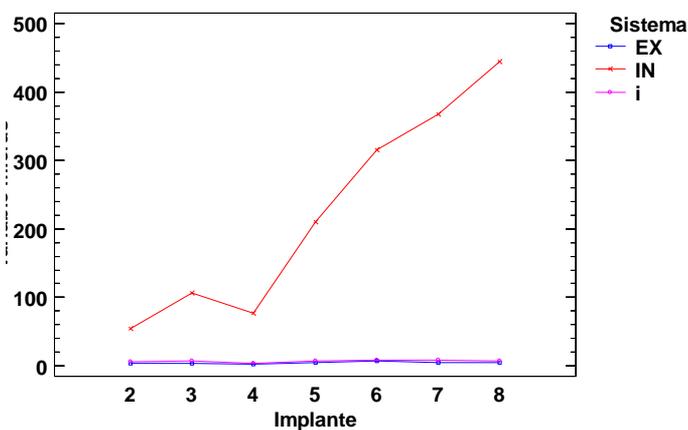


Gráfica 2. Grafica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD) que muestra las diferencias de repetibilidad de los diferentes estudios. Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. En el eje de abscisas se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial.

En la gráfica 3 y 4 se muestra la representación gráfica de las interacciones entre el factor sistema de escáner e implante estudiado.



Gráfica 3. Gráfica de las interacciones entre los factores sistema de escáner (eje de abscisas) e implante estudiado para el estudio de la repetibilidad. Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. En el eje de abscisas se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial.



Gráfica 4. Gráfica de las interacciones entre los factores implante estudiado (eje de abscisas) y sistema de escáner para el estudio de la repetibilidad. Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. En la leyenda se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial.

6.1.1.2. Según los valores de imprecisión máxima

En la tabla 11 se muestra el análisis descriptivo de los valores de imprecisión máxima para cada sistema (anexo III).

| Sistema | Nº mediciones | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|--------------|---------------|---------|---------------------|--------|---------|---------|
| E | 16 | 8,36942 | 4,11027 | 0 | 14,693 | 14,693 |
| IN | 16 | 422,862 | 601,25 | 0 | 1871,98 | 1871,98 |
| I | 8 | 11,542 | 5,12325 | 0 | 16,0467 | 16,0467 |
| Total | 40 | 174,801 | 425,59 | 0 | 1871,98 | 1871,98 |

Tabla 11. Media, desviación estándar, mínimo, máximo y rango con un intervalo de confianza del 95%. Los valores son en micras. La referencia del sistema es según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

En la tabla 12 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis modelos lineales generalizados a partir de los de los valores de imprecisión máxima según sistema (anexo III).

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|---------------|-------------------|----|----------------|---------|---------|
| Entre grupos | 1,64097E6 | 2 | 820483, | 5,60 | 0,0075 |
| Intra grupos | 5,42297E6 | 37 | 146567, | | |
| Total (Corr.) | 7,06393E6 | 39 | | | |

Tabla 12. Análisis de modelos lineales generalizados para los valores de imprecisión máxima. - Suma de Cuadrados Tipo III.

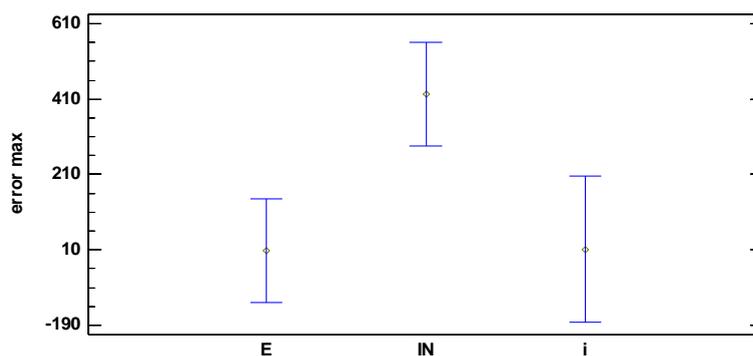
A fin de determinar entre que sistemas se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD).Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 13, los pares con diferencias significativas en la tabla 14 y en la gráfica 5 se muestra la representación gráfica.

| Sistemas | Nº mediciones | Media | Grupos Homogéneos |
|----------|---------------|---------|-------------------|
| E | 16 | 8,36942 | X |
| i | 8 | 11,542 | X |
| IN | 16 | 422,862 | X |

Tabla 13. Tabla de grupos homogéneos. La referencia del sistema es según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|-----------|------|------------|-------------|
| E - IN | * | -414,492 | 274,255 |
| E - i | | -3,17256 | 335,892 |
| IN - i | * | 411,32 | 335,892 |

Tabla 14. Pares de Sistemas con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. La referencia del sistema es según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial



Gráfica 5. Gráfica de medias obtenida mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD) para el estudio de la repetibilidad según sistema. Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de imprecisión máxima en micras. En el eje de abscisas se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial.

6.1.2. Según tipo de escáner

6.1.2.1. Según los valores de desviación estándar

En la tabla 15 se muestra el análisis descriptivo de los valores de desviación estándar para cada implante y tipo de escáner a partir de los valores de desviación estándar (anexo II).

| <i>Nivel</i> | <i>Nº de mediciones</i> | <i>Media</i> | <i>Error Est.</i> | <i>Límite Inferior</i> | <i>Límite Superior</i> |
|-----------------------------|-------------------------|--------------|-------------------|------------------------|------------------------|
| MEDIA GLOBAL | 980 | 93,0349 | | | |
| Implante | | | | | |
| 2 | 140 | 24,4921 | 10,6183 | 3,68062 | 45,3036 |
| 3 | 140 | 45,2009 | 10,6183 | 24,3894 | 66,0124 |
| 4 | 140 | 32,5227 | 10,6183 | 11,7112 | 53,3341 |
| 5 | 140 | 87,2263 | 10,6183 | 66,4148 | 108,038 |
| 6 | 140 | 130,317 | 10,6183 | 109,505 | 151,128 |
| 7 | 140 | 150,669 | 10,6183 | 129,857 | 171,48 |
| 8 | 140 | 180,817 | 10,6183 | 160,005 | 201,628 |
| Escáner | | | | | |
| SHTr | 196 | 423,222 | 8,97408 | 405,633 | 440,811 |
| SH810 | 196 | 4,18892 | 8,97408 | -13,4 | 21,7778 |
| SH900 | 196 | 4,15811 | 8,97408 | -13,4308 | 21,747 |
| GO | 196 | 6,6519 | 8,97408 | -10,937 | 24,2408 |
| TD | 196 | 26,9536 | 8,97408 | 9,36469 | 44,5425 |
| Implante por Escáner | | | | | |
| 2,SHTr | 28 | 100,464 | 23,7432 | 53,9276 | 146,999 |
| 2,SH810 | 28 | 4,86754 | 23,7432 | -41,6683 | 51,4034 |
| 2,SH900 | 28 | 2,78997 | 23,7432 | -43,7459 | 49,3258 |
| 2,GO | 28 | 6,34409 | 23,7432 | -40,1918 | 52,88 |
| 2,TD | 28 | 7,99536 | 23,7432 | -38,5405 | 54,5312 |
| 3,SHTr | 28 | 198,281 | 23,7432 | 151,745 | 244,817 |
| 3,SH810 | 28 | 3,17232 | 23,7432 | -43,3635 | 49,7082 |
| 3,SH900 | 28 | 4,57841 | 23,7432 | -41,9575 | 51,1143 |
| 3,GO | 28 | 6,38976 | 23,7432 | -40,1461 | 52,9256 |
| 3,TD | 28 | 13,5831 | 23,7432 | -32,9528 | 60,119 |
| 4,SHTr | 28 | 135,804 | 23,7432 | 89,2686 | 182,34 |
| 4,SH810 | 28 | 1,96661 | 23,7432 | -44,5693 | 48,5025 |
| 4,SH900 | 28 | 2,05215 | 23,7432 | -44,4837 | 48,588 |
| 4,GO | 28 | 4,00287 | 23,7432 | -42,533 | 50,5387 |
| 4,TD | 28 | 18,7872 | 23,7432 | -27,7487 | 65,3231 |
| 5,SHTr | 28 | 392,69 | 23,7432 | 346,155 | 439,226 |
| 5,SH810 | 28 | 3,63235 | 23,7432 | -42,9035 | 50,1682 |
| 5,SH900 | 28 | 4,54786 | 23,7432 | -41,988 | 51,0837 |
| 5,GO | 28 | 7,38047 | 23,7432 | -39,1554 | 53,9163 |
| 5,TD | 28 | 27,8802 | 23,7432 | -18,6557 | 74,4161 |
| 6,SHTr | 28 | 593,524 | 23,7432 | 546,988 | 640,06 |
| 6,SH810 | 28 | 6,6996 | 23,7432 | -39,8363 | 53,2355 |
| 6,SH900 | 28 | 6,42871 | 23,7432 | -40,1072 | 52,9646 |
| 6,GO | 28 | 7,72581 | 23,7432 | -38,8101 | 54,2617 |
| 6,TD | 28 | 37,2064 | 23,7432 | -9,32944 | 83,7423 |
| 7,SHTr | 28 | 699,442 | 23,7432 | 652,906 | 745,977 |
| 7,Sh810 | 28 | 5,12928 | 23,7432 | -41,4066 | 51,6651 |
| 7,Sh900 | 28 | 4,47044 | 23,7432 | -42,0654 | 51,0063 |
| 7,GO | 28 | 7,56491 | 23,7432 | -38,971 | 54,1008 |
| 7,TD | 28 | 36,7364 | 23,7432 | -9,79949 | 83,2723 |
| 8,SHTr | 28 | 842,348 | 23,7432 | 795,812 | 888,884 |
| 8,SH810 | 28 | 3,85475 | 23,7432 | -42,6811 | 50,3906 |
| 8,SH900 | 28 | 4,23925 | 23,7432 | -42,2966 | 50,7751 |
| 8,GO | 28 | 7,15536 | 23,7432 | -39,3805 | 53,6912 |
| 8,TD | 28 | 46,4865 | 23,7432 | -0,0493697 | 93,0224 |

Tabla 15. Media de desviación standar, error estándar y límite inferior y superior con un intervalo de confianza del 95%. Los valores son en micras. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®

En la tabla 16 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados de dos factores, de los factores: implante estudiado (del 1 al 8) y tipo de escáner utilizado, y su posible interacción, a partir de los de los

valores de desviación estándar para cada implante y sistema (anexo II).

| <i>Fuente</i> | <i>Suma de Cuadrados</i> | <i>Gl</i> | <i>Cuadrado Medio</i> | <i>Razón-F</i> | <i>Valor-P</i> |
|-----------------------------|--------------------------|-----------|-----------------------|----------------|----------------|
| EFFECTOS PRINCIPALES | | | | | |
| A:Implante | 3,23385E6 | 6 | 538975, | 34,15 | 0,0001 |
| B:Escáner | 2,67824E7 | 4 | 6,6956E6 | 424,18 | 0,0001 |
| INTERACCIONES | | | | | |
| Implante * tipo de escáner | 1,13402E7 | 24 | 472510, | 29,93 | 0,0001 |
| RESIDUOS | | | | | |
| TOTAL (CORREGIDO) | 5,6273E7 | 979 | 15784,7 | | |

Tabla 16. Análisis de Varianza para los valores de desviación estándar. - Suma de Cuadrados Tipo III.

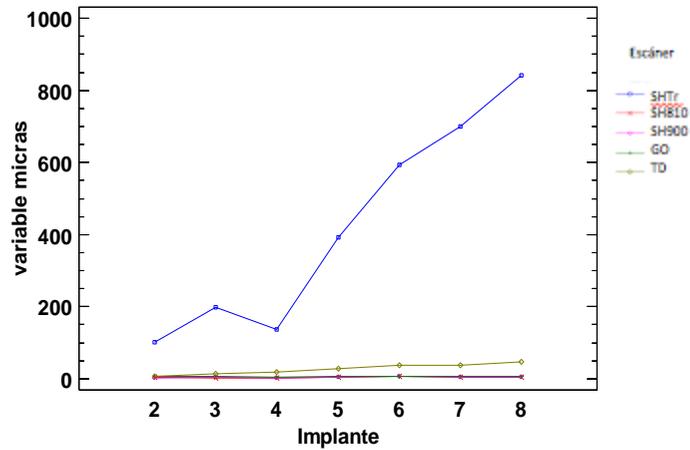
A fin de determinar entre que tipos de escáneres se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD).Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 17, los pares con diferencias significativas en la tabla 18 y en la gráfica 6 se muestra la representación gráfica de la interacción de implante- tipo de escáner

| <i>Tipo de Escáner</i> | <i>Nº de mediciones</i> | <i>Media LS</i> | <i>Sigma LS</i> | <i>Grupos Homogéneos</i> |
|------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|--------------------------|
| SH900 | 196 | 4,15811 | 8,97408 | x |
| SH810 | 196 | 4,18892 | 8,97408 | x |
| GO | 196 | 6,6519 | 8,97408 | x |
| TD | 196 | 26,9536 | 8,97408 | x |
| SHTr | 196 | 423,222 | 8,97408 | x |

Tabla 17. Tabla de grupos homogéneos. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®

| <i>Contraste</i> | <i>Sig.</i> | <i>Diferencia</i> | <i>+/- Límites</i> |
|----------------------|-------------|-------------------|--------------------|
| SHTr - SH810 | * | 419,033 | 24,8745 |
| SHTr - SH900 | * | 419,064 | 24,8745 |
| SHTr - GO | * | 416,57 | 24,8745 |
| SHTr - TD | * | 396,268 | 24,8745 |
| SH810 - SH900 | | 0,0308092 | 24,8745 |
| SH810 - GO | | -2,46298 | 24,8745 |
| SH810 - TD | | -22,7647 | 24,8745 |
| SH900 - GO | | -2,49378 | 24,8745 |
| SH900 - TD | | -22,7955 | 24,8745 |
| GO - TD | | -20,3017 | 24,8745 |

Tabla 18. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®



Gráfica 6. Gráfica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. En la leyenda se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom

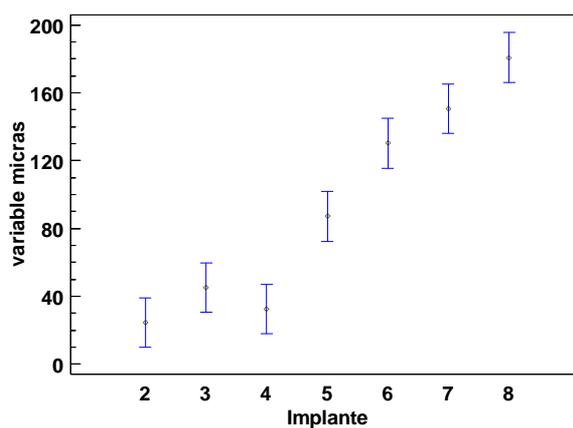
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). La representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 19, los pares con diferencias significativas en la tabla 20 y en la gráfica 7 se muestra la representación gráfica.

| Implante | Nº de mediciones | Media LS | Sigma LS | Grupos Homogéneos |
|----------|------------------|----------|----------|-------------------|
| 2 | 140 | 24,4921 | 10,6183 | X |
| 4 | 140 | 32,5227 | 10,6183 | X |
| 3 | 140 | 45,2009 | 10,6183 | X |
| 5 | 140 | 87,2263 | 10,6183 | X |
| 6 | 140 | 130,317 | 10,6183 | X |
| 7 | 140 | 150,669 | 10,6183 | X |
| 8 | 140 | 180,817 | 10,6183 | X |

Tabla 19. Tabla de grupos homogéneos.

| <i>Contraste</i> | <i>Sig.</i> | <i>Diferencia</i> | <i>+/- Límites</i> |
|------------------|-------------|-------------------|--------------------|
| 2 - 3 | | -20,7088 | 29,4319 |
| 2 - 4 | | -8,03056 | 29,4319 |
| 2 - 5 | * | -62,7342 | 29,4319 |
| 2 - 6 | * | -105,825 | 29,4319 |
| 2 - 7 | * | -126,176 | 29,4319 |
| 2 - 8 | * | -156,325 | 29,4319 |
| 3 - 4 | | 12,6782 | 29,4319 |
| 3 - 5 | * | -42,0254 | 29,4319 |
| 3 - 6 | * | -85,116 | 29,4319 |
| 3 - 7 | * | -105,468 | 29,4319 |
| 3 - 8 | * | -135,616 | 29,4319 |
| 4 - 5 | * | -54,7036 | 29,4319 |
| 4 - 6 | * | -97,7943 | 29,4319 |
| 4 - 7 | * | -118,146 | 29,4319 |
| 4 - 8 | * | -148,294 | 29,4319 |
| 5 - 6 | * | -43,0907 | 29,4319 |
| 5 - 7 | * | -63,4423 | 29,4319 |
| 5 - 8 | * | -93,5905 | 29,4319 |
| 6 - 7 | | -20,3516 | 29,4319 |
| 6 - 8 | * | -50,4999 | 29,4319 |
| 7 - 8 | * | -30,1483 | 29,4319 |

Tabla 20. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa.



Gráfica 7. Gráfica de medias obtenida mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras.

6.1.2.2. Según valores de imprecisión máxima

En la tabla 21 se muestra el análisis descriptivo de los valores de imprecisión máxima para cada tipo de escáner de valores del anexo III:

| Type model | Recuento | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|------------|----------|---------|---------------------|--------|---------|---------|
| GO | 8 | 11,542 | 5,12325 | 0 | 16,0467 | 16,0467 |
| SH810 | 8 | 8,55332 | 4,34241 | 0 | 14,693 | 14,693 |
| SH900 | 8 | 8,18553 | 4,15552 | 0 | 14,2662 | 14,2662 |
| SHTr | 8 | 786,265 | 686,057 | 0 | 1871,98 | 1871,98 |
| TD | 8 | 59,4587 | 46,0174 | 0 | 132,405 | 132,405 |
| Total | 40 | 174,801 | 425,59 | 0 | 1871,98 | 1871,98 |

Tabla 21. Media, desviación estándar, mínimo, máximo y rango. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®, TD : True definition®; GO: Gom Atos II®.

En la tabla 22 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados de los factores: implante estudiado (del 1 al 8) y el sistema utilizado, y su posible interacción, a partir de los de los valores de imprecisión máxima para cada tipo de escáner (anexo III).

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|---------------|-------------------|----|----------------|---------|---------|
| Entre grupos | 3,75395E6 | 4 | 938489, | 9,92 | 0,0001 |
| Intra grupos | 3,30998E6 | 35 | 94570,8 | | |
| Total (Corr.) | 7,06393E6 | 39 | | | |

Tabla 22. Análisis de modelos lineales generalizados para los valores de imprecisión máxima. - Suma de Cuadrados Tipo III.

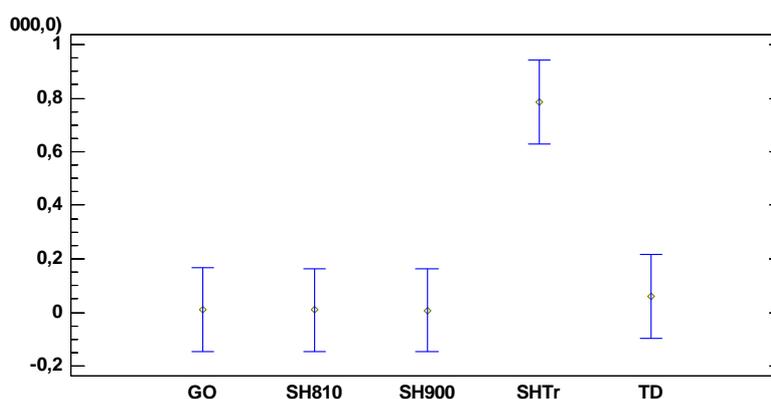
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 23, los pares con diferencias significativas en la tabla 24 y en la gráfica 8 se muestra la representación gráfica.

| Type model | Nº de mediciones | Media | Grupos Homogéneos |
|------------|------------------|---------|-------------------|
| SH900 | 8 | 8,18553 | X |
| SH810 | 8 | 8,55332 | X |
| GO | 8 | 11,542 | X |
| TD | 8 | 59,4587 | X |
| SHTr | 8 | 786,265 | X |

Tabla 23. Tabla de grupos homogéneos. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código:
 SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®;
 GO: Gom Atos II®

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|---------------|------|------------|-------------|
| GO - SH810 | | 2,98867 | 312,154 |
| GO - SH900 | | 3,35646 | 312,154 |
| GO - SHTr | * | -774,723 | 312,154 |
| GO - TD | | -47,9168 | 312,154 |
| SH810 - SH900 | | 0,367795 | 312,154 |
| SH810 - SHTr | * | -777,711 | 312,154 |
| SH810 - TD | | -50,9054 | 312,154 |
| SH900 - SHTr | * | -778,079 | 312,154 |
| SH900 - TD | | -51,2732 | 312,154 |
| SHTr - TD | * | 726,806 | 312,154 |

Tabla 24. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®



Gráfica 8. Gráfica de medias obtenida mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de imprecisión máxima en micras. En el eje de las abscisas se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: GO: Gom Atos; SH810: 3Shape D810®; SH900: 3Shape D900®; SHTr: 3Shape Trios®; TD: True definition®.

6.2 REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DEL CONJUNTO DE LAS 8 PLATAFORMAS DE LOS IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

Comparamos la reproducibilidad de los diferentes escáneres frente al el escáner GOM ATOS II® (escáner industrial utilizado como control)

6.2.1. Según Sistema (industrial, extraoral e intraoral)

6.2.1.1. Según los valores de desviación estándar

En la tabla 25 se muestra el análisis descriptivo de los valores de desviación estándar para cada sistema (Anexo V):

| Sistema | Nº de mediciones | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|--------------|------------------|--------|---------------------|--------|--------|-------|
| EX | 20 | 13,9 | 10,099 | 7,0 | 53,0 | 46,0 |
| IN | 20 | 137,25 | 136,818 | 39,0 | 518,0 | 479,0 |
| i | 10 | 3,8 | 1,75119 | 0 | 7,0 | 7,0 |
| Total | 50 | 61,22 | 106,041 | 0 | 518,0 | 518,0 |

Tabla 25. Media de desviación estándar, desviación estándar, mínimo, máximo y rango. La referencia del sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

En la tabla 26 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados a partir de los de los valores de desviación estándar para cada sistema (anexo V).

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|---------------|-------------------|----|----------------|---------|---------|
| Entre grupos | 193365, | 2 | 96682,7 | 12,71 | 0,0001 |
| Intra grupos | 357629, | 47 | 7609,13 | | |
| Total (Corr.) | 550995, | 49 | | | |

Tabla 26. Análisis de Varianza para los valores de desviación estándar - Suma de Cuadrados Tipo III.

A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Las representación por grupos homogéneos se

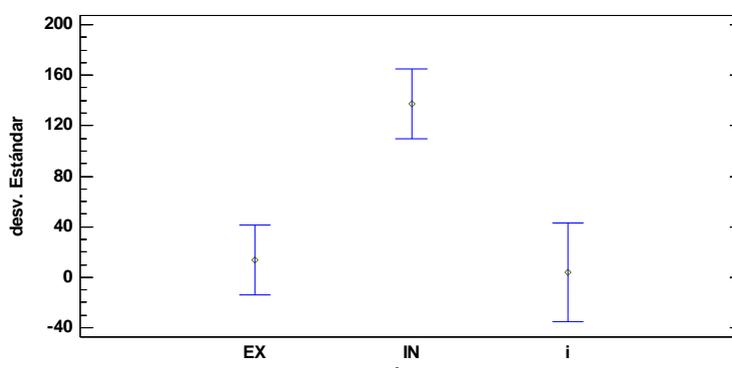
muestra en la tabla 27, los pares con diferencias significativas en la tabla 28 y en la gráfica 9 se muestra la representación gráfica.

| Sistema | Casos | Media | Grupos Homogéneos |
|---------|-------|--------|-------------------|
| i | 10 | 3,8 | X |
| EX | 20 | 13,9 | X |
| IN | 20 | 137,25 | X |

Tabla 27. Tabla de grupos homogéneos. La referencia del sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|-----------|------|------------|-------------|
| EX - IN | * | -123,35 | 55,4933 |
| EX - i | | 10,1 | 67,9651 |
| IN - i | * | 133,45 | 67,9651 |

Tabla 28. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. La referencia del sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial



Gráfica 9. Gráfica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. En el eje de abscisas se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

6.2.1.2. Según los valores de imprecisión máxima

En la tabla29 se muestra el análisis descriptivo de los valores de imprecisión máxima para cada sistema (anexo V):

| Sistema | Nº de mediciones | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|--------------|------------------|--------|---------------------|--------|--------|--------|
| E | 20 | 49,8 | 49,6181 | 19,0 | 244,0 | 225,0 |
| IN | 20 | 464,65 | 466,454 | 135,0 | 1725,0 | 1590,0 |
| i | 10 | 12,0 | 5,39547 | 0 | 21,0 | 21,0 |
| Total | 50 | 208,18 | 360,927 | 0 | 1725,0 | 1725,0 |

Tabla 29 Media de desviación estándar, desviación estándar, mínimo, máximo y rango. La referencia el tipo de sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

En la tabla 30 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados a partir de los de los valores de imprecisión máxima para cada sistema (anexo V).

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|---------------|-------------------|----|----------------|---------|---------|
| Entre grupos | 2,20209E6 | 2 | 1,10104E6 | 12,38 | 0,0001 |
| Intra grupos | 4,18105E6 | 47 | 88958,6 | | |
| Total (Corr.) | 6,38314E6 | 49 | | | |

Tabla 30. Análisis de modelos lineales generalizados para los valores de imprecisión máxima - Suma de Cuadrados Tipo III.

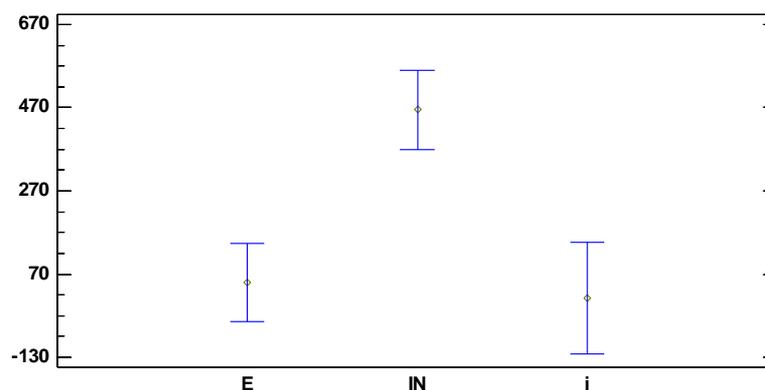
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD).Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 31, los pares con diferencias significativas en la tabla 32 y en la gráfica 10 se muestra la representación gráfica.

| Sistema | Casos | Media | Grupos Homogéneos |
|---------|-------|--------|-------------------|
| i | 10 | 12,0 | X |
| E | 20 | 49,8 | X |
| IN | 20 | 464,65 | X |

Tabla 31. Tabla de grupos homogéneos. La referencia para el sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|-----------|------|------------|-------------|
| E - IN | * | -414,85 | 189,743 |
| E - i | | 37,8 | 232,387 |
| IN - i | * | 452,65 | 232,387 |

Tabla 32. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. La referencia para el sistema es según el siguiente código: EX= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial



Gráfica 10. Gráfica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de imprecisión máxima en micras. En el eje de abscisas se referencia el sistema según el siguiente código: E= escáneres extraorales; IN= escáneres intraorales; i= escáner industrial

6.2.2. Según tipo de escáner

6.2.2.1. Según los valores de desviación estándar

En la tabla 33 se muestra el análisis descriptivo de los valores de desviación estándar para cada escáner (anexo V):

| Type model | Recuento | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|------------|----------|-------|---------------------|--------|--------|-------|
| GO | 10 | 3,8 | 1,75119 | 0 | 7,0 | 7,0 |
| SH810 | 10 | 9,8 | 2,85968 | 7,0 | 17,0 | 10,0 |
| SH900 | 10 | 18,0 | 13,0299 | 8,0 | 53,0 | 45,0 |
| SHTr | 10 | 210,9 | 165,364 | 51,0 | 518,0 | 467,0 |
| TD | 10 | 63,6 | 10,9057 | 39,0 | 77,0 | 38,0 |
| Total | 50 | 61,22 | 106,041 | 0 | 518,0 | 518,0 |

Tabla 33: Media de desviación estándar, desviación estándar, mínimo, máximo y rango. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®

En la tabla 34 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados a partir de los de los valores de desviación estándar para cada sistema (anexo V).

| | <i>Suma de Cuadrados</i> | <i>Gl</i> | <i>Cuadrado Medio</i> | <i>Razón-F</i> | <i>Valor-P</i> |
|---------------|--------------------------|-----------|-----------------------|----------------|----------------|
| Entre grupos | 302188, | 4 | 75547,0 | 13,66 | 0,0001 |
| Intra grupos | 248807, | 45 | 5529,03 | | |
| Total (Corr.) | 550995, | 49 | | | |

Tabla 34. Análisis de Varianza para los valores de desviación estándar - Suma de Cuadrados Tipo III.

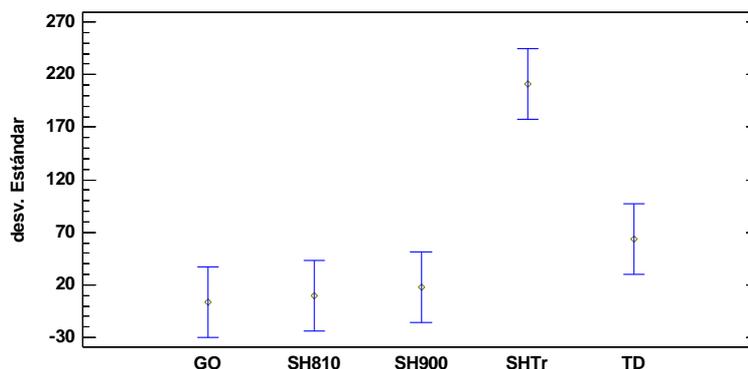
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 35, los pares con diferencias significativas en la tabla 36 y en la gráfica 11 se muestra la representación gráfica.

| <i>Type model</i> | <i>Casos</i> | <i>Media</i> | <i>Grupos Homogéneos</i> |
|-------------------|--------------|--------------|--------------------------|
| GO | 10 | 3,8 | X |
| SH810 | 10 | 9,8 | X |
| SH900 | 10 | 18,0 | X |
| TD | 10 | 63,6 | X |
| SHTr | 10 | 210,9 | X |

Tabla 35. Tabla de grupos homogéneos. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código:
SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®;
GO: Gom Atos II®

| <i>Contraste</i> | <i>Sig.</i> | <i>Diferencia</i> | <i>+/- Límites</i> |
|------------------|-------------|-------------------|--------------------|
| GO - SH810 | | -6,0 | 66,9765 |
| GO - SH900 | | -14,2 | 66,9765 |
| GO - SHTr | * | -207,1 | 66,9765 |
| GO - TD | | -59,8 | 66,9765 |
| SH810 - SH900 | | -8,2 | 66,9765 |
| SH810 - SHTr | * | -201,1 | 66,9765 |
| SH810 - TD | | -53,8 | 66,9765 |
| SH900 - SHTr | * | -192,9 | 66,9765 |
| SH900 - TD | | -45,6 | 66,9765 |
| SHTr - TD | * | 147,3 | 66,9765 |

Tabla 36. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®



Gráfica 11. Gráfica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de desviación estándar en micras. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®.

6.2.2.2. Según los valores de imprecisión máxima

En la tabla 37 se muestra el análisis descriptivo de los valores de imprecisión máxima para cada sistema (anexo V):

| Type model | Nº de mediciones | Media | Desviación Estándar | Mínimo | Máximo | Rango |
|------------|------------------|--------|---------------------|--------|--------|--------|
| GO | 10 | 12,0 | 5,39547 | 0 | 21,0 | 21,0 |
| SH810 | 10 | 31,0 | 8,09664 | 23,0 | 47,0 | 24,0 |
| SH900 | 10 | 68,6 | 65,9279 | 19,0 | 244,0 | 225,0 |
| SHTr | 10 | 710,5 | 568,852 | 147,0 | 1725,0 | 1578,0 |
| TD | 10 | 218,8 | 37,7736 | 135,0 | 266,0 | 131,0 |
| Total | 50 | 208,18 | 360,927 | 0 | 1725,0 | 1725,0 |

Tabla 37. Media de desviación estándar, desviación estándar, mínimo, máximo y rango. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®.

En la tabla 38 se muestra el análisis inferencial mediante un análisis de modelos lineales generalizados a partir de los de los valores de imprecisión máxima para cada sistema (anexo V).

Resultados

| Fuente | Suma de Cuadrados | Gl | Cuadrado Medio | Razón-F | Valor-P |
|---------------|-------------------|----|----------------|---------|---------|
| Entre grupos | 3,418E6 | 4 | 854500, | 12,97 | 0,0001 |
| Intra grupos | 2,96514E6 | 45 | 65892,0 | | |
| Total (Corr.) | 6,38314E6 | 49 | | | |

Tabla 38. Análisis de modelos lineales generalizados para los valores de imprecisión máxima - Suma de Cuadrados Tipo III.

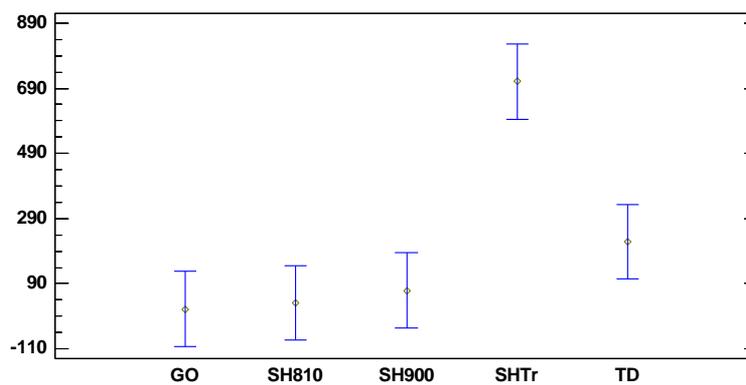
A fin de determinar entre que implantes se daban diferencias significativas se realizaron pruebas de comparaciones múltiples mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Las representación por grupos homogéneos se muestra en la tabla 39, los pares con diferencias significativas en la tabla 40 y en la gráfica 12 se muestra la representación gráfica.

| Type model | Casos | Media | Grupos Homogéneos |
|------------|-------|-------|-------------------|
| GO | 10 | 12,0 | X |
| SH810 | 10 | 31,0 | X |
| SH900 | 10 | 68,6 | X |
| TD | 10 | 218,8 | X |
| SHTr | 10 | 710,5 | X |

Tabla 39. Tabla de grupos homogéneos. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®

| Contraste | Sig. | Diferencia | +/- Límites |
|---------------|------|------------|-------------|
| GO - SH810 | | -19,0 | 231,214 |
| GO - SH900 | | -56,6 | 231,214 |
| GO - SHTr | * | -698,5 | 231,214 |
| GO - TD | | -206,8 | 231,214 |
| SH810 - SH900 | | -37,6 | 231,214 |
| SH810 - SHTr | * | -679,5 | 231,214 |
| SH810 - TD | | -187,8 | 231,214 |
| SH900 - SHTr | * | -641,9 | 231,214 |
| SH900 - TD | | -150,2 | 231,214 |
| SHTr - TD | * | 491,7 | 231,214 |

Tabla 40. Pares de implantes con diferencias significativas. Código: * indica una diferencia significativa. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®



Gráfica 12. Gráfica de medias obtenido mediante el método de la diferencia significativa mínima de Fisher (LSD). Los valores del eje de ordenadas corresponden a los valores de imprecisión máxima en micras. Se referencia el tipo de escáner según el siguiente código: SHTr: 3 Shape Trios®, SH810: 3Shape D810®, SH900: 3Shape D900®; TD : True definition®; GO: Gom Atos II®.

7. DISCUSIÓN

El objetivo principal del presente estudio era conocer la precisión, en términos de repetibilidad y reproducibilidad de distintos sistemas y tipos de escáneres de uso en odontología para la confección de estructuras para prótesis sobre implantes, para ello se evaluó las diferencias entre los archivos generados por de 5 tipos escáneres de 3 sistemas distintos para la confección de una estructura sobre 8 implantes dentales.

Se decidió realizar el presente estudio *in vitro*, para obviar posibles factores que pudieran interferir a nivel de los escáneres intraorales en la valoración de la precisión, como la presencia de saliva, interposición de la lengua o su movimiento, accesibilidad a implantes posteriores, factores que en la realidad clínica son presentes y que no se pretendían minusvalorar al no considerarlos, sino solamente eliminarlos en el presente estudio para que no afectasen a nuestras valoraciones. Por tanto queda como perspectiva de futuro un estudio *in vivo* que valore la precisión de los escáneres intraorales y la influencia de dichos factores en ello.

7.1 DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA

En nuestro estudio utilizamos un modelo de estudio de yeso como en otros estudios de precisión revisados (75,114-119). Todo y sabiendo los cambios dimensionales que pueden sufrir dicho material con el paso del tiempo (120,121) escogimos un tipo de yeso con una expansión muy baja, 0'08% a las 2 horas y 0'19 a las 48 horas (122), y realizamos todas las impresiones en unas condiciones estandarizadas de trabajo, especificadas en material y métodos, limitando su efecto.

Se utilizaron 8 análogos de implantes de conexión externa, dicha conexión fue escogida como en los estudios (39, 77, 90, 111, 123). Papaspyridakos y cols. (111) y Gimenez y cols. (124) defienden que el tipo de conexión de los implantes (geometría) puede influir en la precisión, todo y que consideran que en el ámbito digital está poco estudiado. Consideramos un punto importante el tipo de conexión, ya que si existen evidencias científicas de las diferencias entre las impresiones según el tipo de conexión, para los métodos convencionales de toma de impresiones (125, 126); por

ello y como el objetivo principal de nuestro estudio era el estudio de escáneres y no las conexiones, se escogió la conexión externas, por ser la que en el método convencional presentan menos complicaciones, y se parece a la situación ideal de conexión interna más transeptelial en la que se debería trabajar en una rehabilitación completa (127). Replicar el presente estudio con implantes de conexión interna, permitiría poder conocer el efecto del tipo de conexión cuando la impresión es digital.

El número de implantes indicados para la realización de una arcada completa oscila de 4 hasta 8 implantes (128); en el presente estudio se optó por 8 implantes distribuidos a lo largo de toda la arcada con la finalidad de simular la situación extrema. No existe ningún artículo que utilice el mismo número de implantes para estructuras de arcada completa, Vandewehe y cols.(90), Giménez y cols. (124) y Giménez-González y cols. (129) utilizan 6 implantes si bien al igual que en el presente estudio están dispuestos de molar a molar, pero ellos no aportan datos de errores máximos. Stimmelmayr y cols.(55) utilizan solo 4 implantes pero también en disposiciones de arcada completa de molar a molar; y Papaspyridakos y cols. (111) y Jemt y cols. (123), utilizan 5 implantes con distribución intermentoniana disminuyendo la distancia entre implantes.

Para la toma de impresiones se utilizaron *scanbodies*, que se atornillaron a los implantes, como aditamento obligado en cualquier impresión digital. Flügge y cols.(109) consideran que el tamaño del y el grado de información escaneada podrían ser decisivos para la exactitud de la medición y para la determinación de la posición real del implante en el modelo, ya que la adquisición incompleta de la superficie de un cuerpo de escaneo en su estudio condujo a una computación imprecisa del cilindro y sus características geométricas. En nuestro estudio los *scanbodies* utilizados fueron de la casa comercial Avinent-core 3D (Avinent Core 3D, Santpedor, España), de 10 mm de altura y elaborados con el material tecapeek. Este material es radiopaco y presenta unas excelentes propiedades mecánicas y químicas, y no es de superficie reflectante como lo sería un cilindro de metal. Los escáneres tienen problemas de escaneo en superficies reflectantes y brillantes(130). No hemos hallado bibliografía que compare diferentes tipos de *scanbodies*, por tanto es un tema a abordar en nuestra línea de investigación.

En cuanto a los escáneres seleccionados para ser analizados y comparados en el estudio, se determinó escoger 5 tipos de escáneres que dividimos en 3 grupos: escáner industrial, escáneres extraorales y escáneres intraorales; como en los estudios de Güth y cols. (42), Il-Do Jeon y cols. (64), Ryakhovsky y cols. (131)

El escáner GOM ATOS II® fue utilizado en este estudio por su alta precisión y como escáner certificado para la metrología 3D industrial de precisión con VDI/VDE 2634 (parte 3)(132) para sistemas de medición óptica 3D basados en la exploración de superficies. En éste estudio los archivos escaneados con dicho escáner fueron utilizados para cada metodología de distinta manera. En la metodología para medir la repetibilidad, los 10 archivos del escaneado con GOM ATOS II® fueron comparados con los archivos de los demás escáneres estudiados; en cambio, en la metodología para medir la reproducibilidad, de los 10 escaneados del GOM ATOS II®, el archivo con mejores resultados (en SD y error máximo) fue el escogido como archivo control para la comparación. Slaj y cols.(133), Jemt y cols.(123), Nedelcu y cols.(134), Hack and Patzelt (135), Ryakhovsky y cols.(131), y Matta y cols.(136) son algunos estudios que han utilizado este mismo escáner en sus comparaciones. Otros estudios han utilizado Coordinate Measuring Machines (CMM) con una precisión $1'9 \mu\text{m}$ (124, 129) aunque el artículo de Jemt y cols. en 2012(123) referencia que hay artículos que han encontrado una precisión de $\pm 3 \mu\text{m}$, y para el GOM ATOS 4M® de 3-4 μm .

Los escáneres extraorales 3Shape D810® y 3Shape D900® fueron escogidos por ser los de los más utilizados en nuestro contexto actual clínico y coincidiendo con los estudios realizados previamente sobre precisión (110, 131, 137). Otros estudios utilizaron escáneres de la misma casa comercial, pero versiones anteriores como 3Shape D250® y 3Shape D700® (38, 56, 109, 138, 139).

Escogimos los escáneres intraorales True definition® y 3Shape Trios® con la intención de estudiar dos tipos de escáneres con diferente tecnología y sistema de captación de la imagen. True definition® tiene una captación por video y 3Shape Trios® por multiimagen, hecho muy cuestionado hoy en día. Si bien el sistema Cerec utiliza estas dos tecnologías en sus escáneres, Cerec Bluecam® (multiimagen) y Cerec Omnicam® (video)(140), al tener la intención de realizar un estudio sobre implantes

para una estructura de arcada completa, no fue posible utilizarlos porque dichos escáneres no permiten escanear esta situación. Además, True definition® y 3Shape Trios® son los más utilizados en nuestro contexto profesional sobre implantes (30)

El True definition® requiere el uso de polvo óxido de titanio para escanear. La necesidad de la utilización de este polvo, en este sistema y otros, es vista como un inconveniente clínico para muchos odontólogos. No obstante, las casas comerciales que lo utilizan defienden la importancia y ventajas que aporta para unos buenos resultados de captación. Rhee y cols. (77), en su estudio de superposición, decidieron usar 3Shape Trios® y no un escáner con polvo porque consideraron que dicha capa sobre el cuerpo a escanear puede ser un espesor adicional no homogéneo, transfigurando el contorno del diente. Syrek y cols. (141), Pradies G y cols. (142) y Brawek y cols. (84) habiendo realizados estudios que tomaron escaneados con pulverización de modelos de estudio, concluyeron que la pulverización no genera discrepancias ni afecta a la precisión. Ender y Melh en 2013(143) concluyeron que los escáneres con necesidad de polvo y sin ella presentaban la misma precisión.

En el estudio de Van der Meer y cols.(91) en el que compararon Itero®, Cerec bluecam® (escáneres con tecnología de captación de imágenes) y Lava COS® (tecnología de captación por video) concluyeron que las diferencias encontradas entre los tres escáneres pueden estar relacionados con errores de medición inherentes a la tecnología empleada. Esto puede explicar las similitudes entre las mediciones Cerec® y Itero®, y las diferencias con los resultados de la lava COS®. En los sistemas de captación por multifotografía (imágenes), las superficies 3D se deben analizar con al menos un tercio de solapamiento de la superficie que se acuesta ya que el registro de las superficies vecinas se producirá sobre la base de esta superposición. En el sistema de vídeo, con una velocidad de 20 imágenes por segundo, la superposición de las imágenes será probablemente mayor que el antes mencionado de un tercio, lo que podría llevar a un mejor registro de la superficie, además del uso del polvo previo que ayuda en la unión/superposición de la nube de puntos.

Giménez y cols. (124) evaluaron la precisión del escaneado con un modelo con 6 implantes con diferentes tipos de escáneres y se analizaron la influencia de factores

clínicos, entre ellos, la experiencia del operador. Cuatro operadores (2 con experiencia y 2 sin experiencia) fueron los encargados de realizar las impresiones siguiendo el mismo protocolo de escaneado. Concluyeron que el operador influye en los resultados de precisión, pero no dependía de tener o no experiencia. A pesar de ello, en nuestro estudio todas las impresiones fueron realizadas por un mismo operador con experiencia con la intención de minimizar variables que pudieran alterar los resultados reales.

El protocolo del escaneo que se siguió para cada tipo de escáner fue el recomendado por cada fabricante. A fin de evitar variabilidad se siguió un protocolo previo de calibración para cada escáner (opción que todos escáneres tienen en su *software*), y se usó una sola vez los *scanbodies* con la misma intención de evitar variabilidad.

La decisión de realizar los últimos escaneos con el True definition®, que necesita espolvoreado, se tomó para evitar que dicho espolvoreado o restos de este pudieran alterar los resultados de los otros escaneos, misma secuencia utilizada por Ender y cols. en 2016 (57).

En el presente estudio se estableció en 10 escaneos por escáner; pauta y resultados similares al estudio Vandeweghe y cols. (123). Otros estudios que también utilizaron 10 archivos (10 escaneados por tipo de escáner) son los de Van der Meer (91), Seelbach y cols. (74), Papaspyridakos y cols. (111), Stimmelmayer y cols. (32), Thing-Shu y cols. (110), Flugge y cols. (118) y Fukazawa y cols. (131). En el estudio de Jeong y cols. (64) se utilizaron 8 archivos (se realizaron 8 escaneados por tipo de escáner) y en los estudios de Gimenez y cols. (124), Patzelt y cols. (144), Ender y cols. (75) y Hayashi y cols. (145) y Cho y cols. (146) sólo se utilizaron 5 archivos (5 escaneos por tipo de escáner)

7.2 DISCUSIÓN DE LOS CONCEPTOS Y VALORES ESTUDIADOS

En la literatura existen muchas diferencias entre los conceptos de precisión, repetibilidad y reproducibilidad, y la metodología para su determinación. En este

estudio se ha utilizado como guía la ISO 12836 (67). Constatamos que hay estudios que utilizan nuestra mismas dos metodologías del presente estudio (las utilizadas para determinar la repetibilidad y la reproducibilidad), pero utilizan el término de veracidad (*trueness*) en lo que a la reproducibilidad respecta (64, 90, 111, 144) y el concepto de repetibilidad no lo utilizan nombrándolo “*accuracy*” o “*precision*”.

En éste estudio de acuerdo a la ISO 12836 (67), se utilizó la desviación estándar como unidad para determinar la precisión, de manera similar a la mayoría de artículos hallados (35, 56, 64, 84, 90, 91, 94, 110, 117, 119, 124, 129, 147-149).

Los valores máximos fueron estudiados con la finalidad de saber la peor situación que se puede dar clínicamente. Dichos valores máximos, supondrían archivos sobre los cuales diseñaríamos barras que posteriormente y tras el proceso CAM no ajustarían en la boca del paciente.

7.3 DISCUSIÓN DE EVALUACIÓN DE LA REPETIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DE LA PLATAFORMA DE CADA UNO DE LOS IMPLANTES MEDIANTE EL USO DE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

No existe protocolo de consenso en nuestro ámbito de cómo medir la repetibilidad. Los estudios previamente publicados utilizan *software* con opciones de superposición de imágenes, tipo Geomagic Studio (3D Systems circle, Rock Hill, USA)(57, 139, 144, 149), Rapidiform (Rapidform, INUS Technology Inc, Seoul, Korea)(91), Inspection software (COMETInspect® plus 4.5; Steinbichler Optotechnik, Neubeuern, Germany)(32, 55), Mimics (Materialise, Leuven, Belgium)(111), Gom Inspect V7 SR2 (GOM mbH, Braunschweig, Germany)(116), IFM software 3.5.0.1(Alicona Imaging, Graz, Austria)(75). En dichos estudios la sistemática fue superponer todos los conjuntos de datos y calcular las desviaciones estándar 3D totales (x, y, z) entre los conjuntos de datos obtenidos del mismo escáner (precisión)(32, 55, 64, 75, 90, 110, 111, 116, 129, 134, 139, 144, 146, 149). En nuestro estudio optamos por hacer el cálculo manualmente con procedimientos matemáticos

utilizando el *software* Delcam PowerSHAPE-e 2012 (Delcam, Birmingham, United Kingdom) únicamente para obtener las coordenadas (x,y,z) del centro de cada implante de cada escaneo estudiado (10 archivos por tipo de escáner independientemente) y realizamos las comparaciones en una tabla Excel como se describe en material y métodos.

El estudio de Giménez y cols. (124) utilizó una metodología similar a la del presente estudio. Todos los datos del Coordinate Measuring Machine (CMM) y del escáner Itero® fueron importados a un software industrial de ingeniería inversa Rapidform (Rapidform, INUS Technology Inc, Seoul, Korea) que podía leer los archivos “.stl”. Las distancias y ángulos entre los puntos centrales de los implantes se utilizaron para evaluar la precisión del escáner intraoral. A diferencia del presente estudio las mediciones no se dividieron en componentes de eje x, y, z porque los cilindros Itero®, CMM y CAD utilizan diferentes sistemas de coordenadas.

Los datos obtenidos en cuanto a repetibilidad de los distintos sistemas (industrial, extraorales e intraorales) analizados indicaron que los escáneres intraorales eran los que presentaban la menor repetibilidad (valores mayores de desviación estándar) y mayor imprecisión máxima con una diferencia significativa respecto al industrial y los extraorales, no habiendo diferencias entre estos dos últimos. En cuanto a los tipos de escáner (Gom Atos II®, 3Shape D900®, 3Shape D810®, True definition® y 3Shape Trios®), el 3Shape Trios® fue el que mostró la menor repetibilidad (valores mayores de desviación estándar) y mayor imprecisión máxima con una diferencia significativa respecto al resto de tipo de escáneres, que incluía el otro escáner intraoral, el True definition®. Los valores de la media de la desviación estándar e imprecisión máxima era más de 10 veces superior al True definition® y más de 100 veces superior al del escáner industrial i los extraorales.

Giménez-González y cols. (129) en su estudio de repetibilidad, concluyen que el True definition® proporciona mediciones de repetibilidad en valores de desviación estándar sin diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0001$) a el *coordinated measuring machine* (CMM), para el escaneo de 6 implantes dispuestos para arcada completa, como en el presente estudio.

En el estudio de Vandeweghe y cols. (90) se evaluó *in vitro* la precisión de 4 escáneres intraorales (True definition®, 3Shape Trios®, Cerec Omnicam® y Lava C.O.S®) para el registro de 6 implantes dispuestos de 36 a 46, realizándose al igual que en nuestro estudio 10 impresiones con cada tipo de escáner intraoral a estudiar y pero utilizando el programa geomagic para la superposición y medición. Como resultados se obtuvieron valores de desviación media y desviación estándar para el True definition® y 3Shape Trios® de $0,030\pm 0.011\text{mm}$ y $0,033\pm 0.012\text{mm}$, respectivamente, siendo el escáner True definition® el que obtuvo mejores resultados como en el presente estudio, pero sin diferencias estadísticamente significativas ($P = 0.119$) al escáner 3Shape Trios®, que si las encontramos.

En el estudio de Fukazawa y cols. (112), sobre dos implantes midieron la precisión en repetibilidad de la distancia (en dos modelos de estudio con diferentes distancias entre los implantes) entre dichos dos implantes al escanear 10 veces un mismo modelo de estudio. El escáner 3Shape Trios® obtuvo un error 0.6–12.6 μm . Por su cuenta True definition® obtuvo un 0.4–11.3 μm de error en la misma distancia no siendo estadísticamente significativos entre ellos. Dicha diferencia al presente estudio en la diferencia del número de implantes colocado.

Papaspyridakos y cols. (2015)(111) comparó la impresión digital de 3Shape Trios® con impresiones convencionales (polieter ferulizado y no ferulizado) para el registro de 5 implantes intermentonianos. Los autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el escáner intraoral y la técnica convencional, y concluyeron que la impresión digital se puede usar para implantes, nosotros solo podríamos concluir dicha afirmación para el escáner True definition®. La media de desviación estándar del escáner 3Shape Trios® intraoral fue de 19,18 μm , valores más bajos a los encontrados en el presente estudio (423,22 μm) e incluso del True definition® (26,95 μm).

En el estudio *in vitro* sobre implantes de Flügge y cols. (109) sobre la precisión del escáner intraoral Itero®, True definition® y 3Shape Trios® comparados con 3shapeD250® como escáner extraoral, tuvo mejores resultados el True definition®, seguido de 3Shape Trios®, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos;

y si se encontraron diferencias con 3shapeD250® e Itero®, por lo que en este estudio el sistema extraoral tuvo peores resultados al intraoral a diferencia del presente estudio. Este hecho pudo ser atribuible a que el escáner extraoral utilizado era más antiguo con una precisión según fabricante de 18 μm , a diferencia del presente estudio donde se utilizó: 3Shape D810® y 3Shape D900® con precisión de 7-8 μm .

Uno de los objetivos clínicos de nuestro estudio era conocer la capacidad de los escáneres actuales para poder realizar una estructura con ajuste pasivo sobre 8 implantes en una arcada completa. Al estudiar la repetibilidad y tener datos de cada implante, hemos podido comprobar que la imprecisión aumenta a medida que ampliamos la zona escaneada. Tenemos valores de desviación estándar comprendida entre 24,4921 μm y 180,817 μm en el segundo implante al último, habiendo diferencias estadísticamente significativas a partir del 5 implante cuando lo comparamos globalmente y los diferenciamos por sistema, siendo los implantes de los escáneres intraorales los causantes de dicha diferencia al presentar los valores más altos. Cuando hacemos la diferenciación según los tipos de escáneres utilizados, para saber que escáner es el causante de dicha diferencia, vemos que existen diferencias significativas teniendo 3Shape Trios® mayor diferencia en los valores entre implantes a partir del 5º implante también. Se aprecia que en los escáneres extraorales 3Shape D900® y 3Shape D810®, y el escáner intraoral True definition® está disminución de la precisión no se da.

En el estudio de Giménez y cols.(124) sobre 6 implantes de una arcada completa donde se evaluó el escáner Itero®, y en él la distancia del escaneo también afectó a la precisión del escáner . El error se incrementó, al aumentar la zona escaneada. Ellos utilizaron el implante 27 como punto 'cero' y obtuvieron más discrepancias en los implantes más alejados, coincidiendo con el presente estudio en lo que respecta los valores del escáner 3Shape Trios®.

En un estudio previo de Ting-shu Su y cols.(110) evaluaron y compararon la repetibilidad del escáner intraoral 3Shape Trios® con el escáner extraoral 3shape D800®. Escanearon 5 fantasmas, cada fantoma tenía de menos a más dientes tallados, hasta completar una arcada completa y hallaron diferencias estadísticamente

significativas en los modelos con más piezas talladas. Concluyeron que la precisión disminuye con el aumento de la zona escaneada. Para ellos, la precisión del escáner intraoral fue aceptable cuando la zona escaneada era menor que la mitad del arco, coincidiendo dicha conclusión con nuestro estudio y entendiendo por clínicamente aceptable que se conseguiría un ajuste pasivo de las restauraciones. La precisión de la exploración extraoral fue aceptable en el escaneo de cualquier ámbito de la región del arco, coincidiendo con nuestro estudio cuando en los valores por sistema (intraoral, extraoral e industrial) evaluaron y compararon la repetibilidad del escáner intraoral 3Shape Trios® con el escáner extraoral 3shape D800®.

En el estudio *in vitro* con implantes de Flügge y cols. (109) sobre la precisión del escáner intraoral Itero®, True definition® y 3Shape Trios® comparado con 3shape D250® se realizaron dos modelos de estudio, en el primero se estudió la precisión del escaneado para una prótesis fija de 2 implantes dispuestos en 36 y 37; y en el segundo modelo de estudio implantes dispuestos en posición 33, 35, 36, 45 y 47 siendo una situación de más complejidad y separación entre ellos; y para poder evaluar la distancia horizontal entre dichas arcadas. Encontraron un incremento de error al aumentar la distancia entre *scanbodies* siendo la distancia horizontal de un cuadrante a otro en la misma arcada la que presentaba mayores diferencias, hecho que coincide con el presente estudio.

En un estudio de Ender y cols.(75) midieron y compararon la precisión de un modelo de estudio de arcada completa. Escanearon dicho modelo con un escáner de referencia y con el escáner intraoral Cerec Ac bluecam®, los resultados encontrados fueron desviaciones entre 0.5 μm y 2.5 μm con una media de $1.6 \pm 0.6 \mu\text{m}$ (media: 2.0 μm) en toda la arcada dental para el control, y las impresiones digitales mostraron una precisión de $32.4 \pm 9.6 \mu\text{m}$ (media 31.7 μm) y una veracidad de $58.6 \pm 15.8 \mu\text{m}$ (media 50 μm) siendo diferencias estadísticamente significativas y comprobaron que la región anterior era más precisa que la posterior, y que la zona posterior con más desviaciones estaba localizada en el extremo contrario a donde se empezó el escaneo, siendo el segundo molar la diferencia más alta con 170 μm , valores similares a los obtenidos en nuestro estudio; y a los del estudio de Patzelt y cols. (144) que hicieron

comparación superponiendo imágenes de arcada completa sobre dientes encontrando las mayores diferencias en el extremo opuesto (premolares y molares) a donde se había iniciado la impresión. En las ilustraciones de superposición de dicho estudio podemos ver la expansión horizontal de los archivos en el extremos contrario al que se inició el escaneado, áreas con representación de desviaciones negativas al compararlas con al control. En nuestras imágenes de superposición para el estudio de la reproducibilidad (anexo IV), vemos como sobretodo las superposiciones con los archivos del escáner 3Shape Trios® tienen el mismo tipo de error, coincidiendo que es el escáner que nos ha dado menos repetibilidad y reproducibilidad.

Creemos, y coincidimos en la afirmación de Giménez y cols.(124), que la causa de dichas discrepancias en los extremos podría ser que a diferencia de los escáneres extraorales con un puntero fijo y una coordenada estática (0,0,0), los escáneres intraorales carecen de referencias fijas, por lo tanto, lo que se utiliza como referencia es la primera imagen hecha por el escáner. Todas las imágenes subsiguientes son "cosidas" a la anterior mediante un algoritmo de mejor ajuste que representa la mejor posible superposición de ambas imágenes.

Il-Do Jeong y cols.(64) en su estudio de precisión utilizó dos escáneres intraorales con tecnologías y sistema de captación diferentes: video (Cerec Omnicam®) y multiimágenes (Cerec Bluecam®), y también un escáner extraoral. Hallaron que las impresiones digitales obtenidas por el escáner de video intraoral mostraron una mayor precisión para zonas de escaneo mayores (de mayor distancia) que las captadas por el escáner de imágenes fijas (multiimágenes). Sin embargo, el escáner de video era menos preciso que el escáner extraoral, pero sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre ellos. Mismos resultados que en el presente estudio, siendo la tecnología y el sistema captación una de las posibles variables para que True definition® tenga mejores resultados de repetibilidad y reproducibilidad que 3Shape Trios®, pero faltan estudios en la bibliografía para poder confirmarlo.

Aparte de la tecnología para la captación de la imagen una de las diferencias más significativas entre los dos escáneres intraorales es el uso o no de polvo de

contraste, recordar que True definition® con captación video necesita de dicho espolvoreado, mientras que 3Shape Trios® no. En este estudio se hallaron diferencias significativas entre dichos dos escáneres, teniendo resultados más buenos de repetitividad y reproducibilidad con el True definition®, pero se valoró que no se puede concluir y afirmar que dicho sistema sea mejor por este motivo, puesto que al ser este un estudio *in vitro*, los escaneados se realizaron en un medio externo a la boca, favoreciendo a dicho sistema pues bien es sabido lo complicado que puede resultar clínicamente el aislamiento absoluto (sin saliva en contacto con el polvo) para un buen escaneado.

De acuerdo a los resultados obtenidos se aceptan las hipótesis alternativas 1 y 2, referente a la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la repetibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres y sistemas de uso odontológico.

7.4 DISCUSIÓN DE LA DETERMINACIÓN DE LA REPRODUCIBILIDAD DE LA POSICIÓN ESPACIAL DEL CONJUNTO DE LAS 8 PLATAFORMAS DE LOS IMPLANTES MEDIANTE LOS DISTINTOS ESCÁNERES

En nuestro estudio se utilizó como método comparativo de los escaneos el *software Geomagic qualify 2012*. (3D Systems circle, Rock Hill, USA). Dentro de las posibilidades que ofrece dicho software, se utilizó el algoritmo de superposición (*best-fit alignment*) para el análisis de los archivos “.stl” obtenidos de cada escáner para su estudio y comparación. Dicho algoritmo alinea matemáticamente dos modelos digitales y determina la forma perfecta y determina las zonas en las que los archivos “.stl” del escaneo quedan por fuera del escaneo control (valores de discrepancia positivos) y las zonas en las que quedaron por dentro (valores negativos), las zonas de desajuste se evidencian con una escala colorimétrica, además el software proporciona un valor promedio de desviación estándar y la imprecisión (desajuste) máxima hallada.

La potencial desventaja que presenta el solapamiento es que una discrepancia de una zona concreta puede quedar disimulada a costa de compensarlas por otras zonas del modelo digital (148). Por ello se decidió evaluar la reproducibilidad y también la repetibilidad de los mismos escaneos, con la finalidad de realizar una valoración más exhaustiva.

Como modelo control para la comparación se escogió el que dio mejores resultados en el estudio de repetibilidad del escáner industrial (Gom Atos II®), que a priori se suponía era el de mayor precisión.

Otros estudios que utilizaron este mismo software para el estudio de la reproducibilidad fueron Nichols y cols.(117) y Cho y cols. (146). En otros estudios se utilizaron otros *softwares* pero la misma metodología que la del presente estudio, tal es el caso de Persona y cols. (150) que utilizaron el *software* CopyCAD 6.504 SP2; Delcam Plc, Birmingham, Reino Unido), y Hayashi y cols. que utilizaron el *software* Rapidform (Inus, Seoul, Korea)

Son pocos los estudios que hablan acerca de la reproducibilidad de los escáneres para impresiones de implantes(129), si bien encontramos estudios (64, 90, 111, 138, 144) que utilizan el término veracidad y aplican la misma metodología de superposición con un control que en el presente estudio. estudios que nos servirán para la discusión de los resultados de reproducibilidad. Como se comentó, en la literatura revisada se apreció la falta de un consenso en la terminología utilizada.

Los resultados obtenidos según los valores de desviación estándar al comparar los 3 sistemas (industrial, extraoral y intraoral) muestran diferencias con valores inferiores de capacidad reproducibilidad en los escáneres intraorales, a la vez que los mayores valores de imprecisión máxima. Respecto al tipo de escáner, el 3Shape Trios® que es el que presentó menos reproducibilidad (mayores valores de desviación estándar) y mayores valores de imprecisión máxima con diferencias significativas al resto de escáneres. Estos resultados son los mismos que los obtenidos al valorar la repetibilidad.

Amin y cols. (149) estudiaron la reproducibilidad del escaneo de 5 implantes

de los escáneres intraorales True definition® y Cerec omnicam® y la impresión convencional utilizando nuestra misma metodología. Encontraron diferencias estadísticamente significativas con mejor reproducibilidad en los escáneres intraorales y la técnica convencional, y con valores de reproducibilidad mejores para el True definition®.

En el estudio de Bohner y cols.(138) *in vitro* sobre dientes utilizaron la misma metodología de análisis que en el presente estudio pero con el *software* Gom® (Gom; Inspect; Gom) para las superposiciones, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los escáneres intraorales (3Shape Trios® y Cerec Bluecam®) y extraorales estudiados (3Shape250® y Cerec InEos X5®), a diferencia del presente estudio. Consideramos, que este hecho pudo ser a consecuencia de que los escáneres extraorales estudiados tenían menos precisión. Para el escáner 3Shape Trios® encontraron una dispersión en valores de desviación estándar de $340 \pm 230 \mu\text{m}$, con similitud a los valores de $210,9 \pm 467,0 \mu\text{m}$ del presente estudio.

En el estudio de Papispyridakos y cols. (111) compararon la reproducibilidad del escaneado digital con técnicas de impresión convencional encontrado que no había diferencias estadísticamente significativas del escáner 3Shape Trios® con el control extraoral IScan D103i® (Imetric, Courgenay, Switzerland). Hecho diferente al presente estudio, pudiendo ser la causa el número de implantes estudiados (5 implantes) y en consecuencia la menor distancia de escaneo y la diferente precisión con el escáner control utilizado de $15 \mu\text{m}$, siendo el GOM ATOS II® más preciso con $3-4 \mu\text{m}$.

La reproducibilidad en el estudio de Jeong y cols.(64) del grupo de escáner de vídeo (Cerec Omnicam®) no fue significativamente diferente de la del grupo de control. Sin embargo, el grupo de escáneres de vídeo mostró valores significativamente más bajos que los del grupo de escáneres de multiimágenes para todas las variables ($p < 0,05$), excepto en el rango de tolerancia. Dato que coincide con el presente estudio, y como hemos discutido en los resultados de repetibilidad, dicha tecnología puede ser un motivo por el que este tipo de escáneres presentan mejores

resultados de precisión.

A diferencia del presente estudio, Vandeweghe y cols.(90) con valores de reproducibilidad de 0.112 mm para Lava COS®, 0.035 mm para 3M True definition®, 0.028 mm para 3Shape Trios® y 0.061 mm para Cerec Omnicam® no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre 3M True Definiton® y 3Shape Trios® (P = 0.262). Cerec Omnicam® fue menos preciso que 3M True definition® (P = 0.013) y 3Shape Trios® (P = 0.005), pero más preciso en comparación con Lava COS® (P = 0.007). Lava COS® también fue menos precisa en comparación con 3M True definition® (P = 0,005) y 3Shape Trios® (P = 0,005).

De acuerdo a los resultados obtenidos se aceptan las hipótesis alternativas 3 y 4 referente a la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la reproducibilidad de la posición espacial de los implantes en un maxilar edéntulo usando distintos tipos de escáneres y sistemas de uso odontológico.

8. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y a pesar de las limitaciones del presente estudio *in vitro*, podemos concluir:

1. Los escáneres extraorales presentaron más precisión y menor imprecisión máxima que los escáneres intraorales.
2. De los escáneres intraorales, el escáner True definition® fue el que presentó mayor precisión y menor imprecisión máxima.
3. De los escáneres extraorales, el escáner 3Shape D900® fue el que presentó mayor precisión y menor imprecisión máxima.
4. En el escáner intraoral 3Shape Trios® la repetibilidad disminuye significativamente a partir del 5º implante, coincidiendo con un alcance de escaneo de la mitad del arco maxilar.
5. Se constató la ausencia y necesidad de una terminología metodología estandarizada para la medición de la precisión de los escáneres de uso odontológico.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mallo-perez L, Sanz-Serulla J. Progress in the dental art and science. From talent to technology. RCOE. 2004;9(6):667-81.
2. Yuzbasioglu E KH, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. . BMC Oral Health. 2014;14(1):10.
3. Wismeijer D MR, van Genuchten M, Reijers HA. 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(100):1113-8.
4. Perry R. Dental impression materials. J Vet Dent 2013;30(2):116-24.
5. Bajoghli S, Nosouhian, Davoudi, Behnamnia. Comparing the Accuracy of Three Different Impression Materials in Making Duplicate Dies. J Int Oral Health. 2015;7:12-6.
6. Carrotte PV1 JA, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. Br Dent J. 1998;12-26(185):580-5.
7. Thongthammachat MB, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. J Prosthodont. 2002;11 (2):98-108.
8. Farzin M PH. Effect of pouring time and storage temperature on dimensional stability of casts made from irreversible hydrocolloid. J Dent (Tehran). 2010;7 (4):179-84.
9. Johnson GH CR. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. J prosthet dent. 1985;53:484-90.

10. Millstein PL. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *J Oral Rehabil.* 1992;19:239-43.
11. Faria AC, Rodriguez RC, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Braz Oral Res* 2008;22:293-8.
12. Konstantinos X MK, Stratos A, Hirayama H, Pissiotis AL, Touloumi F. Delayed setting and hygroscopic linear expansion of 3 gypsum products used for cast articulation. *J prosthodont.* 2009;102:313-8.
13. Imbery TA, Nehring J, Janus C, Moon PC. Accuracy and dimensional stability of extended-pour and conventional alginate impression materials. *J Am Dent Assoc* 2010;141:32-9.
14. Hernández-Alfaro F, Guijarro R. New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(12):1547-56.
15. Abril-Gonzalez P, Portilla FA, Jaramillo-Mejia MC. Standard Health Level Seven for Odontological Digital Imaging. *Telemed J E Health.* 2017;23(1):63-70.
16. Dada K, Pariente L, Daas M. Strategic extraction protocol: Use of an image-fusion stereolithographic guide for immediate implant placement. *J prosthetic dent.* 2016;116(5):652-656.
17. Widmann G FB, Berggren JP, Dennhardt A, Schullian P, Reto B, Puelacher W. Cone Beam Computed Tomography vs Multislice Computed Tomography in Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Guided Implant Surgery Based on Three-Dimensional Optical Scanning and Stereolithographic Guides: Does Image Modality Matter? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(3):527-33.
18. Charette JR, Goldberg J, Harris BT, Morton D, Llop DR, Lin WS. Cone beam computed tomography imaging as a primary diagnostic tool for computer-guided surgery and CAD/CAM interim removable and fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):157-65.

19. Ruiters S, Sun Y, de Jong S, Politis C, Mombaerts I. Computer-aided design and three-dimensional printing in the manufacturing of an ocular prosthesis. *Br J Ophthalmol.* 2016;100(7):879-881.
20. Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Four-implant overdenture fully supported by a CAD/CAM titanium bar: A single-cohort prospective 1-year preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):516-523.
21. Abella F, Duran-Sindreu F, Roig M. Managing severe curvature of radix entomolaris: three-dimensional analysis with cone beam computed tomography. *Int Endod J.* 2011;44(9):876-85.
22. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered co-cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):253-9.
23. Akova T Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008;24(10):1400-4.
24. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):346-53.
25. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain fused to metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):457-463.
26. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96.
27. Hanif A, Sheikh Z, Rashid H. Complications in implant dentistry. *Eur J Dent.* 2017;11 (1):135-40.

28. Budak I, Keser B, Sokovic M. Application of contemporary engineering techniques and technologies in the field of dental prosthetics. *Journal of Achievements in materials and manufacturing engineering*. 2012;54(2):233-41.
29. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya m, Peñarrocha-Diago M. Cad/cam dental systems in implant dentistry:update. *Med oral patol cir bucal* 2009;1(14):141-5.
30. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review.*J Prosthodont*. 2015;24(4):313-21.
31. Tapie L, Lebon B, Mawussi H, Fron Chabouis H, Duret F, Attal J. Understanding dental CAD/CAM for restorations the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015;18(1):21-44.
32. Stimmelmayer M, Erdelt K, Güth 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.
33. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions – an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 2011;14:11-21.
34. Galhano GÁ PE, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):575-9.
35. Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast.*J Prosthet Dent*. 2016;115(6):749-54.
36. Joda T, Bragger U. Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns.*Clin oral implants res*.2014;25(11):1304-6.
37. 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;27 (11):1407-13.

38. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. . Clin Oral Investig 2015;19(8):2027-34.
39. Moreno A, Gimenez B, Ozcan M, Pradies G. A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. Implant dentistry. 2013;22(4):320-5.
40. Joda T, Wittneben JG, Bragger U. Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support. Clin oral implants res. 2014;25(3):395-7.
41. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc. 2006;137:22-31.
42. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. Clin oral invest. 2013;17(4):1201-8.
43. Arnetzl G. CAD all over and everywhere?Int J Comput Dent.2010;13(4):295-7.
44. Christensen GJ. Impressions are changing. JADA. 2009;140:1303-04.
45. Bhambhani R BJ. Digitization and Its Futuristic Approach in Prosthodontics. J Indian Prosthodont Soc. 2013;13(3):165-74.
46. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent mater J. 2009;28(1):44-56.
47. Andersson M, Razzoog M, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. Quintessence Int 1998;29:285-96.
48. Calamia JR. Advances in computer-aided design and computer-aided manufacture technology. J Philipp Dent Assoc. 1996;48(1):31-40.

49. Pallesen U, Van Dijken, JW. An 8 year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. . Eur J Oral Sci. 2000;108:239-46.
50. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. Int J Comput Dent. 2006;9(1):11-22.
51. Mello C SJJ, Galhano G, Quinelli Mazaro JV, Scotti R, Pellizzer E. Analysis of Vertical Marginal Adaptation of Zirconia Fixed Dental Prosthesis Frameworks Fabricated by the CAD/CAM System: A Randomized, Double-Blind Study. Int J Prosthodont. 2016;29(2):157-60.
52. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. J Prosthet Dent 2014;111(3):186-94.
53. Hodolic J, Puskar T, besic I, editors. Current status and future trends in dental CAM restorative systems. 34th International Conference on production engineering; 2011; Serbia.
54. Lee WS, Kim WC, Kim HY, Kim WT, Kim JH. Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions. J Adv Prosthodont.. 2014;6(1):22-9.
55. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. Clin oral invest. 2012;16(3):851-6.
56. Hayashi K, Chung O, Park S, Lee SP, Sachdeva RC, Mizoguchi I. Influence of standardization on the precision (reproducibility) of dental cast analysis with virtual 3-dimensional models. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(3):373-80.
57. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. J prosthet dent. 2016;115(3):313-20.

58. Sahin S CM. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. . *Implant dentistry*. 2001;10:85-92.
59. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*. 2009;25(7):929-36.
60. Garcia Gómez I, Fernández de Gorostiza M, Mesanza A. Laser scanner and point cloud. A horizon applied to the archaeological analysis of buildings. *Arqueología de la arquitectura*. 2011; 8:25-44.
61. Diseño y prototipos [Internet]. n.d. [Consultado el día 8,abril,2017] Disponible en: <http://dis-pro.es.tl/Genera-un-fichero-STL.htm>.
62. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):758-66.
63. Inovation for real 3D print [Internet]. n.d. [Consultado el día 8,abril,2017] Disponible en: <http://www.r3ald.com/que-es-un-fichero-stl>.
64. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2016;115(6):755-9.
65. Primer portal cad Cam CAE en español [Internet]. c:2017 [consultado el día 15,mayo,2017] Disponible en: <http://www.3dcadportal.com/errores-mas-comunes-en-archivos-stl.html>.
66. Gom [Internet]. n.d. [citado el día 10,abril,2017] Disponible en: <http://www.gom.com/metrology-systems/atos>.

67. . International Organization for Standardization. ISO-12836. Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations e Test methods for assessing accuracy. Geneva: ISO; 2012. Disponible en: <http://www.iso.org/iso/store.htm>. Last accessed December 22, 2015.
68. Chang CC LM, Wang SH. Digital denture manufacturing-an integrated technologies of abrasive computer tomography, CNC machining and rapid prototyping. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006;31:41-9.
69. Beuer F SJ, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. . *Br Dent J* 2008;9:505-11.
70. Azari A NS. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping J*. 2009;15(3):216-25.
71. Davidowitz G KP. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55:559-70.
72. Pozzi A TM, Mangani F, Barlattani A. Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD/CAM complete-arch prostheses: a randomised controlled trial reporting data at 3 years post-loading. . *Eur J Oral Implantol* 2013;6(4):325-40.
73. Zanparsa R. Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am*. 2014;58(58):135-58.
74. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin oral invest*. 2013;17(7):1759-64.
75. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J prosthet dent*. 2013;109(2):121-8.
76. Christensen GJ. The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(3):347-9.

77. Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(6):460-7.
78. Patel N. Integrating Three-Dimensional Digital Technologies for Comprehensive Implant Dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:20-4.
79. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):25-45.
80. Reicha S, Vollbornb T, Mehlc A, Zimmermann M. Intraoral Optical Impression Systems – An Overview. *Int J Comput Dent* 2013;16:143-62.
81. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):101-29.
82. Kostjukova VV RA, Ukhanov MM. Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologia (Mosk).* 2014;93(1):53-9.
83. Begum ZC, P. Rapid Prototyping - When Virtual meets Reality. *Int J Comput Dent.* 2014;17(4):297-306.
84. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin oral invest.* 2013;17(9):2119-25.
85. Selz CF, Vuck A, Guess PC. Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials: A case report and 3-year follow up. *Quintessence Int.* 2016;47(2):115-21.
86. Rinke S, Pabel AK, Rodiger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent.* 2016;135:4186-13.

87. Pozzi A, Barlattani A. Monolithic LithiumDisilicate Full-Contour Crowns onCAD/CAMZirconia Complete-ArchImplant Bridge 3 to 5 Years of Follow. *J Oral Implantol.* 2015;41(4):450-8.
88. Gherlone EF, Ferrini F, Crespi R, Gastaldi G, Capparé P. Digital Impressions for Fabrication of Definitive “All-on-Four”. *Implant Dent.* 2015;24(1):125-9
89. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinoral implants res.* 2013;24(1):111-5.
90. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(6):648-653.
91. Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS one.* 2012;7(8):e43312.
92. Nayyar N, Yilmaz B, McGlumphy E. Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *J prosthodont.* 2013;109(4)(4):210-5.
93. Hulley S, Cummings S, Browner W, Grady DN. T. Planificación de las mediciones: precisión y exactitud. En: *Diseño de las investigaciones clínicas.* 3a ed2007.
94. Luthardt RG LR, Quaas S. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *J Oral Maxillofac Implants.* 2005;25:506-15.
95. Mehl A EA, Mormann W, Attin T Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent.* 2009;12:11-28.
96. DIN Deutsches Institut für Normung. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results-Part 1: general principles and definitions(ISO 5725-1:1994). Berlin: Beuth Verlag GmbH; 1997.

97. Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodont Aesthet Dent*. 1995 nov-dec;7:15-8.
98. Eduard A P, editor *Passive Fit: Meaning significance and assessment in relation to implant supported prostheses*. En: Naert I. *Passive Fit of Implant Supported Superstructures: Fiction or Reality?*. Proceedings of an International Symposium; 1995; Leuven: Leuven University Press.
99. Papaspyridakos P CC, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):102-10.
100. Brägger U KI, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):326-34.
101. Abduo J, Bennanni V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:506-15.
102. Sahin S, Chereli M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry*. 2001;10:85-92.
103. Jemt TL, 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.
104. Mormann W, Brandestini, M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* (1984)1985;95:1118-29.
105. de França DG , das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):507-13.

106. Katsoulis J, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):165-74.
107. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD/CAM fabrication accuracy of long vs. short span implant supported FDPs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(3):245-9.
108. E Weisstein [Internet] Coordinate systems.[Consultado el 30,marzo,2017] c1999-2017Disponible en: <http://mathworld.wolfram.com/CoordinateSystem.html>
109. Flugge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):277-83.
110. Shu T, Sun J. Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res.* 2015 Oct;59(4):236-42.
111. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(4):465-72.
112. Fukazawa S, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res.*2017;16:1-10.
113. Dental Gypsum Products [Internet]. c2000 [Consultado el 15, mayo, 2017]. Disponible en: <http://www.dental-science.com/gypsum-materials/>
114. Kim JH, Kim WC, Rhee HS, Lee IH, Kim JH. Influence of various gypsum materials on precision of fit of CAD/CAM-fabricated zirconia copings. *Dent Mater J.* 2015;34(1):19-24.
115. Pedroche LO, Bernardes S, Leão MP, Kintopp CC, Correr GM, Ornaghi BP, Gonzaga CC. Marginal and internal fit of zirconia copings obtained using different digital scanning methods. *Braz Oral Res.* 2016 ;30(1):113-20.

116. Matsuda T, Goto T, Kurahashi K, Kashiwabara T, Watanabe M, Tomotake Y. Digital assessment of preliminary impression accuracy for edentulous jaws: Comparisons of 3-dimensional surfaces between study and working casts. *J prosthodont res.* 2016;60(3):206-12.
117. Nichols DA, Gardner G, Carballeyra AD. Reproducibility of bracket positioning in the indirect bonding technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(5):770-6.
118. Flugge 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(3):471-8.
119. Luthardt RG, Loosb R, Quaasc S. Accuracy of Intraoral Data Acquisition in Comparison to the Conventional Impression. *Int J Comput Dent* 2005;8:283-94.
120. Lautenschlager EP HJ. Setting reactions of gypsum materials investigated by X-Ray diffraction. *J Dent Res.* 1969;48:43-8.
121. Mahler DB, Ady AD. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J Dent Res.* 1960;39:578-89.
122. Zhermack [Internet] n.d. [Consultado el 30,mayo,2017] Disponible en: <http://es.zhermack.com/Laboratorio/Yesos/Mu%C3%B1ones/C410035.kl>.
123. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e175-82.
124. Gimenez BO, M.; Martinez-Rus, F.; Pradies, G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):853-62.

125. Gracis S MK, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin oral implants res.* 2012; 23, 6:202-16.
126. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: A systematic review. *J prosthet dent.* 2008;100(4):285-91.
127. Pita MS AR, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011; 22(6):2327-31.
128. E.Mish C. *Implantologia Contemporanea*: Elseiver; 2009.
129. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Ozcan 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 prothodontic.* 2016; 1:1-6
130. Queiroz PM OM, Groppo FC, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials. *Clin Oral Investig.* 2017;23: 12-8.
131. Ryakhovsky AN KV. Comparative analysis of 3D data accuracy of single tooth and full dental arch captured by different intraoral and laboratory digital impression systems. *Stomatologia (Mosk).* 2016;95(4):65-70.
132. Optical 3D-measuring systems - Parte 3. Multiple view systems based on area scanning. Norma VDI/VDE 2634. Londres, reino Unido, (2014).
133. Slaj M, Spalj S, Jelusic D, Slaj M. Discriminant factor analysis of dental arch dimensions with 3-dimensional virtual models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(5):680-7.

134. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1461-71.
135. Hack GaP S. Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. *ADA professional* 2015;10(6):1-5.
136. Matta RE, Bergauer B, Adler W, Wichmann M, Nickenig HJ. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg*. 2017;45(6):804-808.
137. Şeker E OT, Rathi N, Yilmaz B. Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *J prosthet dent*. 2016;115(1):47-51.
138. Bohner LODLC, G.; Marcio, B. S.; Lagana, D. C.; Sesma, N.; Tortamano Neto, P. Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *J Prosthet Dent*. 2017; 3:15-20.
139. Mandelli F GE, Gastaldi G, Ferrari M. Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis. *J Prosthodont Res*. 2016;19;15-24.
140. Lee JJ JI, Park JY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC. Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *J Prosthet Dent* 2017;117(2):253-9.
141. Syrek A RG, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010(38):553-9.
142. PradiesG Z, ValverdeA, Ferreiroa A, Martinez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*. 2015;43:201-8.

143. Ender A, Melh A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
144. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin oral invest.* 2014;18(6):1687-94.
145. Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144(4):619-25.
146. Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;113(4):310-5.
147. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):836-45.
148. Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater.* 2008;24(8):1123-30.
149. Amin SW, H. P.; Finkelman, M.; El Rafie, K.; Kudara, Y.; Papaspyridakos, P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016;dec 31:1-8.
150. Persson AS, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater.* 2008;24(8):1123-30.

10. ANEXOS

10.1 Anexo I. Valores de las coordenadas x,y,z de los puntos de cada uno de los implantes.

- Valores del escáner Gom ATOS (Abreviatura GO)

| Implante 1 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| Implante 2 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 6,6202993 | -2,5586789 | -0,1022859 |
| 2 | 6,6085524 | -2,5540332 | -0,1049546 |
| 3 | 6,6148272 | -2,5595943 | -0,1056156 |
| 4 | 6,6222170 | -2,5582340 | -0,1043767 |
| 5 | 6,6108485 | -2,5583339 | -0,1054996 |
| 6 | 6,6148825 | -2,5557937 | -0,1046588 |
| 7 | 6,6166919 | -2,5555532 | -0,1047423 |
| 8 | 6,6142089 | -2,5569936 | -0,1052085 |
| 9 | 6,6088933 | -2,5608505 | -0,1046416 |
| 10 | 6,6162484 | -2,5617959 | -0,1061111 |
| Implante 3 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 12,8787397 | -4,7000618 | -0,7666145 |
| 2 | 12,8716745 | -4,7012255 | -0,7648211 |
| 3 | 12,8775649 | -4,7089249 | -0,7656361 |
| 4 | 12,8779405 | -4,7008472 | -0,7663149 |
| 5 | 12,8707176 | -4,7051284 | -0,7652646 |
| 6 | 12,8781243 | -4,6998928 | -0,7647822 |
| 7 | 12,8799281 | -4,7073111 | -0,7645754 |
| 8 | 12,8765852 | -4,7030262 | -0,7647316 |
| 9 | 12,8720138 | -4,7006081 | -0,7657928 |
| 10 | 12,8735776 | -4,7019654 | -0,7670059 |
| Linia 4 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 31,0231671 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 31,0202908 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 31,0245370 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 31,0193709 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 31,0153934 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 31,0255104 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 31,0186530 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 31,0207438 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 31,0157513 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 31,0177924 | 0,0000000 | 0,0000000 |

| Implante 5 | | | |
|------------|-------------|-------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 39,9719411 | 10,9931519 | -1,0122795 |
| 2 | 39,9740766 | 10,9838320 | -1,0121480 |
| 3 | 39,9665398 | 10,9894229 | -1,0152512 |
| 4 | 39,9652819 | 10,9914996 | -1,0159600 |
| 5 | 39,9653462 | 10,9914170 | -1,0185358 |
| 6 | 39,9691802 | 10,9950881 | -1,0158850 |
| 7 | 39,9674189 | 10,9890230 | -1,0138633 |
| 8 | 39,9689241 | 10,9832766 | -1,0133466 |
| 9 | 39,9607041 | 10,9943485 | -1,0174278 |
| 10 | 39,9646479 | 11,0007363 | -1,0166487 |
| Implante 6 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 38,6769576 | 23,4127643 | -1,2743370 |
| 2 | 38,6742890 | 23,4052497 | -1,2731463 |
| 3 | 38,6798858 | 23,4039356 | -1,2683590 |
| 4 | 38,6760681 | 23,4093513 | -1,2742523 |
| 5 | 38,6792969 | 23,4029138 | -1,2734949 |
| 6 | 38,6712844 | 23,4074389 | -1,2737285 |
| 7 | 38,6770712 | 23,4027365 | -1,2729241 |
| 8 | 38,6795424 | 23,3972298 | -1,2712554 |
| 9 | 38,6671806 | 23,4033757 | -1,2767258 |
| 10 | 38,6610256 | 23,4133936 | -1,2740342 |
| Implante 7 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 35,9216117 | 28,6866891 | -0,9614442 |
| 2 | 35,9192890 | 28,6763064 | -0,9621840 |
| 3 | 35,9188434 | 28,6851418 | -0,9595525 |
| 4 | 35,9188662 | 28,6815121 | -0,9620254 |
| 5 | 35,9207276 | 28,6757052 | -0,9636075 |
| 6 | 35,9140011 | 28,6805068 | -0,9644351 |
| 7 | 35,9155662 | 28,6787299 | -0,9632054 |
| 8 | 35,9265043 | 28,6784900 | -0,9607239 |
| 9 | 35,9118201 | 28,6816759 | -0,9624929 |
| 10 | 35,9066930 | 28,6821940 | -0,9620235 |
| Implante 8 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 33,18963238 | 34,46145369 | 0,0000000 |
| 2 | 33,20128432 | 34,45746566 | 0,0000000 |
| 3 | 33,1904105 | 34,45928953 | 0,0000000 |
| 4 | 33,19119227 | 34,4611391 | 0,0000000 |
| 5 | 33,19407865 | 34,45464409 | 0,0000000 |
| 6 | 33,19190618 | 34,45996423 | 0,0000000 |
| 7 | 33,19219006 | 34,4555212 | 0,0000000 |
| 8 | 33,2020775 | 34,45273019 | 0,0000000 |
| 9 | 33,18654338 | 34,46881991 | 0,0000000 |
| 10 | 33,17400111 | 34,45961222 | 0,0000000 |

- Valores del escáner 3Shape D900® (Abreviatura SH900)

| Implante 1 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 2 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 3 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 4 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 5 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 6 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 7 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 8 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 9 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| 10 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 |
| Implante 2 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 6,6088239 | -2,5548796 | -0,1049521 |
| 2 | 6,6089514 | -2,5546800 | -0,1052058 |
| 3 | 6,6110281 | -2,5549626 | -0,1058686 |
| 4 | 6,6115564 | -2,5550891 | -0,1039383 |
| 5 | 6,6140196 | -2,5561032 | -0,1047537 |
| 6 | 6,6081816 | -2,5568264 | -0,1053857 |
| 7 | 6,6111431 | -2,5553623 | -0,1042529 |
| 8 | 6,6095859 | -2,5565792 | -0,1047595 |
| 9 | 6,6116747 | -2,5566423 | -0,1050491 |
| 10 | 6,6071821 | -2,5547558 | -0,1055858 |
| Implante 3 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 12,8697412 | -4,7003969 | -0,7673951 |
| 2 | 12,8703735 | -4,7037469 | -0,7669075 |
| 3 | 12,8727226 | -4,7035309 | -0,7671377 |
| 4 | 12,8786531 | -4,7041949 | -0,7664131 |
| 5 | 12,8755167 | -4,7044433 | -0,7664413 |
| 6 | 12,8732305 | -4,7051495 | -0,7675115 |
| 7 | 12,8775320 | -4,7047826 | -0,7666572 |
| 8 | 12,8726717 | -4,7058189 | -0,7677126 |
| 9 | 12,8735152 | -4,7038477 | -0,7666512 |
| 10 | 12,8733811 | -4,7015619 | -0,7680113 |
| Implante 4 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 31,0258925 | 0,000000 | 0,000000 |
| 2 | 31,0269728 | 0,000000 | 0,000000 |
| 3 | 31,0256271 | 0,000000 | 0,000000 |
| 4 | 31,0300822 | 0,000000 | 0,000000 |
| 5 | 31,0244234 | 0,000000 | 0,000000 |
| 6 | 31,0279532 | 0,000000 | 0,000000 |
| 7 | 31,0279181 | 0,000000 | 0,000000 |
| 8 | 31,0268315 | 0,000000 | 0,000000 |
| 9 | 31,0260091 | 0,000000 | 0,000000 |
| 10 | 31,0260895 | 0,000000 | 0,000000 |

| Implante 5 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 39,9631189 | 11,0009436 | -1,0260546 |
| 2 | 39,9658954 | 10,9986071 | -1,0239644 |
| 3 | 39,9663036 | 11,0029005 | -1,0250781 |
| 4 | 39,9711756 | 10,9957842 | -1,0225585 |
| 5 | 39,9679230 | 10,9973049 | -1,0219506 |
| 6 | 39,9675034 | 10,9996080 | -1,0235684 |
| 7 | 39,9701482 | 10,9983273 | -1,0234843 |
| 8 | 39,9673021 | 10,9986373 | -1,0233851 |
| 9 | 39,9682273 | 10,9996231 | -1,0242705 |
| 10 | 39,9645946 | 11,0021645 | -1,0241968 |
| Implante 6 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 38,6690156 | 23,4069528 | -1,2767213 |
| 2 | 38,6679522 | 23,4036246 | -1,2760933 |
| 3 | 38,6704574 | 23,4018146 | -1,2755578 |
| 4 | 38,6762883 | 23,3947604 | -1,2753159 |
| 5 | 38,6750464 | 23,3964576 | -1,2749959 |
| 6 | 38,6712232 | 23,4008523 | -1,2758657 |
| 7 | 38,6729798 | 23,3976550 | -1,2758155 |
| 8 | 38,6677031 | 23,4028465 | -1,2756837 |
| 9 | 38,6706004 | 23,3961107 | -1,2762827 |
| 10 | 38,6682207 | 23,4024625 | -1,2760666 |
| Implante 7 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 35,9110144 | 28,6926548 | -0,9660362 |
| 2 | 35,9140450 | 28,6883111 | -0,9651295 |
| 3 | 35,9123315 | 28,6938706 | -0,9646124 |
| 4 | 35,9186315 | 28,6919251 | -0,9657019 |
| 5 | 35,9179729 | 28,6913323 | -0,9653933 |
| 6 | 35,9146576 | 28,6889701 | -0,9650324 |
| 7 | 35,9147977 | 28,6916058 | -0,9655134 |
| 8 | 35,9115870 | 28,6933852 | -0,9654919 |
| 9 | 35,9148891 | 28,6892155 | -0,9659897 |
| 10 | 35,9096587 | 28,6921477 | -0,9656791 |
| Implante 8 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 33,1861905 | 34,4723459 | 0,000000 |
| 2 | 33,1867911 | 34,4726285 | 0,000000 |
| 3 | 33,1855397 | 34,4749450 | 0,000000 |
| 4 | 33,1908262 | 34,4694147 | 0,000000 |
| 5 | 33,1900720 | 34,4666159 | 0,000000 |
| 6 | 33,1869209 | 34,4713388 | 0,000000 |
| 7 | 33,1892433 | 34,4719204 | 0,000000 |
| 8 | 33,1843467 | 34,4710658 | 0,000000 |
| 9 | 33,1867253 | 34,4722856 | 0,000000 |
| 10 | 33,1825584 | 34,4726587 | 0,000000 |

• Valores del escáner 3Shape D810® (Abreviatura SH810)

| implante 1 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| Implante 2 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 6,6104710 | -2,5680520 | -0,0977030 |
| 2 | 6,6131730 | -2,5682150 | -0,0987310 |
| 3 | 6,6076850 | -2,5681600 | -0,0969690 |
| 4 | 6,6059940 | -2,5690080 | -0,0976570 |
| 5 | 6,6119570 | -2,5706810 | -0,0986310 |
| 6 | 6,6036370 | -2,5696250 | -0,0960360 |
| 7 | 6,6046430 | -2,5670620 | -0,0975270 |
| 8 | 6,6066220 | -2,5687530 | -0,0992700 |
| 9 | 6,6042330 | -2,5652310 | -0,1011590 |
| 10 | 6,6026690 | -2,5710750 | -0,0990820 |
| Implante 3 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 12,8242810 | -4,7271210 | -0,7658310 |
| 2 | 12,8270180 | -4,7279770 | -0,7674310 |
| 3 | 12,8278270 | -4,7277680 | -0,7652070 |
| 4 | 12,8300800 | -4,7283600 | -0,7664150 |
| 5 | 12,8257490 | -4,7274810 | -0,7673100 |
| 6 | 12,8250150 | -4,7285870 | -0,7651240 |
| 7 | 12,8246060 | -4,7277850 | -0,7657280 |
| 8 | 12,8230950 | -4,7281740 | -0,7670090 |
| 9 | 12,8234910 | -4,7265410 | -0,7680800 |
| 10 | 12,8256930 | -4,7307810 | -0,7660770 |
| Implante 4 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 31,0144690 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 31,0173210 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 31,0148560 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 31,0154210 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 31,0190990 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 31,0174440 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 31,0144770 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 31,0158460 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 31,0174620 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 31,0122320 | 0,0000000 | 0,0000000 |

| Implante 5 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 39,9768060 | 10,9968450 | -1,0007070 |
| 2 | 39,9781620 | 10,9915260 | -0,9987440 |
| 3 | 39,9799480 | 10,9928430 | -0,9979930 |
| 4 | 39,9774780 | 10,9900200 | -0,9983440 |
| 5 | 39,9808930 | 10,9927680 | -1,0018350 |
| 6 | 39,9786580 | 10,9939600 | -0,9986590 |
| 7 | 39,9794530 | 10,9943570 | -0,9992130 |
| 8 | 39,9799900 | 10,9936370 | -1,0002650 |
| 9 | 39,9789860 | 10,9925740 | -1,0014610 |
| 10 | 39,9737070 | 10,9946950 | -0,9997320 |
| Implante 6 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 38,6832510 | 23,4270250 | -1,2706920 |
| 2 | 38,6846470 | 23,4141100 | -1,2685610 |
| 3 | 38,6882110 | 23,4156670 | -1,2683700 |
| 4 | 38,6868320 | 23,4129180 | -1,2686790 |
| 5 | 38,6863900 | 23,4234590 | -1,2710820 |
| 6 | 38,6862910 | 23,4166590 | -1,2701490 |
| 7 | 38,6842620 | 23,4191820 | -1,2684680 |
| 8 | 38,6845560 | 23,4216340 | -1,2707910 |
| 9 | 38,6856130 | 23,4228500 | -1,2703720 |
| 10 | 38,6807010 | 23,4189890 | -1,2697170 |
| Implante 7 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 35,8748980 | 28,7021030 | -0,9749420 |
| 2 | 35,8772900 | 28,6945830 | -0,9740550 |
| 3 | 35,8765180 | 28,6956910 | -0,9752030 |
| 4 | 35,8763160 | 28,6925550 | -0,9750350 |
| 5 | 35,8794880 | 28,7005770 | -0,9754090 |
| 6 | 35,8798530 | 28,6942350 | -0,9743090 |
| 7 | 35,8786230 | 28,7004390 | -0,9750580 |
| 8 | 35,8782240 | 28,6996710 | -0,9751700 |
| 9 | 35,8780500 | 28,7008430 | -0,9747460 |
| 10 | 35,8691490 | 28,6980370 | -0,9757630 |
| Implante 8 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 33,1766530 | 34,4728290 | 0,0000000 |
| 2 | 33,1784570 | 34,4661870 | 0,0000000 |
| 3 | 33,1823640 | 34,4668080 | 0,0000000 |
| 4 | 33,1801550 | 34,4648830 | 0,0000000 |
| 5 | 33,1822080 | 34,4673490 | 0,0000000 |
| 6 | 33,1818450 | 34,4679260 | 0,0000000 |
| 7 | 33,1798770 | 34,4687210 | 0,0000000 |
| 8 | 33,1809980 | 34,4695620 | 0,0000000 |
| 9 | 33,1817900 | 34,4681590 | 0,0000000 |
| 10 | 33,1726800 | 34,4679910 | 0,0000000 |

- Valores del escáner True definition® (Abreviatura TD)

| Implante 1 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| Implante 2 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 6,5978183 | -2,5575793 | -0,1044124 |
| 2 | 6,5960190 | -2,5574049 | -0,1115482 |
| 3 | 6,5926140 | -2,5646729 | -0,1058333 |
| 4 | 6,5876170 | -2,5632971 | -0,1087537 |
| 5 | 6,5915259 | -2,5639958 | -0,1087765 |
| 6 | 6,5926296 | -2,5582434 | -0,1104361 |
| 7 | 6,5976000 | -2,5614783 | -0,1145131 |
| 8 | 6,5989741 | -2,5633081 | -0,1114070 |
| 9 | 6,5946942 | -2,5621269 | -0,1124577 |
| 10 | 6,5928779 | -2,5638887 | -0,1094212 |
| Implante 3 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 12,8535501 | -4,7069338 | -0,7583346 |
| 2 | 12,8523022 | -4,7092967 | -0,7635331 |
| 3 | 12,8350507 | -4,7184647 | -0,7468995 |
| 4 | 12,8370014 | -4,7173092 | -0,7509483 |
| 5 | 12,8368687 | -4,7119857 | -0,7509519 |
| 6 | 12,8432497 | -4,7116197 | -0,7587009 |
| 7 | 12,8485885 | -4,7157116 | -0,7641050 |
| 8 | 12,8438786 | -4,7111210 | -0,7630945 |
| 9 | 12,8384549 | -4,7142708 | -0,7591180 |
| 10 | 12,8363135 | -4,7158877 | -0,7521430 |
| Implante 4 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 30,9737167 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 30,9655410 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 30,9539281 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 30,9423140 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 30,9259622 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 30,9373439 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 30,9481451 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 30,9389471 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 30,9596989 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 30,9386852 | 0,0000000 | 0,0000000 |

| Implante 5 | | | |
|------------|-------------|-------------|--------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 39,9046004 | 10,9963384 | -1,0026263 |
| 2 | 39,8589554 | 10,9974734 | -0,9986363 |
| 3 | 39,8568289 | 10,9805895 | -0,9968277 |
| 4 | 39,8407562 | 10,9818559 | -1,0077209 |
| 5 | 39,8336867 | 10,9803894 | -1,0042812 |
| 6 | 39,8566776 | 10,9788047 | -0,9966439 |
| 7 | 39,8521075 | 10,9848104 | -0,9866189 |
| 8 | 39,8522190 | 10,9957370 | -0,9961627 |
| 9 | 39,8634343 | 10,9872698 | -0,9826955 |
| 10 | 39,8515631 | 10,9871117 | -0,9777143 |
| Implante 6 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 38,5705539 | 23,4029491 | -1,2693492 |
| 2 | 38,5278925 | 23,4030250 | -1,2705116 |
| 3 | 38,5266320 | 23,3801108 | -1,2507723 |
| 4 | 38,5239132 | 23,3556602 | -1,2545888 |
| 5 | 38,5057525 | 23,3520461 | -1,2535599 |
| 6 | 38,5345238 | 23,3689993 | -1,2531791 |
| 7 | 38,5178710 | 23,3763100 | -1,2419215 |
| 8 | 38,5212420 | 23,3954804 | -1,2522741 |
| 9 | 38,5528719 | 23,3750487 | -1,2540228 |
| 10 | 38,4998298 | 23,3813071 | -1,2391377 |
| Implante 7 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 35,80829702 | 28,65955301 | -0,964728852 |
| 2 | 35,7479255 | 28,6493050 | -0,9655937 |
| 3 | 35,7552973 | 28,6376915 | -0,9590749 |
| 4 | 35,7552386 | 28,6098384 | -0,9621994 |
| 5 | 35,7216999 | 28,6081146 | -0,9615811 |
| 6 | 35,7549296 | 28,6284263 | -0,9589519 |
| 7 | 35,7434005 | 28,6250398 | -0,9523485 |
| 8 | 35,7511353 | 28,6399203 | -0,9655220 |
| 9 | 35,7878091 | 28,6296265 | -0,9616184 |
| 10 | 35,7250282 | 28,6229868 | -0,9484369 |
| Implante 8 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 33,06749873 | 34,42178971 | 0,0000000 |
| 2 | 32,98088908 | 34,39933761 | 0,0000000 |
| 3 | 32,99038351 | 34,37922213 | 0,0000000 |
| 4 | 33,00046556 | 34,35631906 | 0,0000000 |
| 5 | 32,95865219 | 34,3464007 | 0,0000000 |
| 6 | 32,98969614 | 34,37670584 | 0,0000000 |
| 7 | 32,97261781 | 34,3677199 | 0,0000000 |
| 8 | 32,99465731 | 34,38761837 | 0,0000000 |
| 9 | 33,03806927 | 34,37804371 | 0,0000000 |
| 10 | 32,96046513 | 34,36455334 | 0,0000000 |

- Valores del escáner 3Shape Trios® (Abreviatura SHTr)

| Implante 1 | | | |
|------------|------------|------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 0,0000000 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| Implante 2 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 6,5929710 | -2,5446677 | 0,0147588 |
| 2 | 6,5751922 | -2,5715953 | -0,1093487 |
| 3 | 6,6849140 | -2,5087060 | -0,0856242 |
| 4 | 6,6704760 | -2,5998491 | -0,0285830 |
| 5 | 6,6107085 | -2,5371011 | -0,0951240 |
| 6 | 6,5205272 | -2,5379527 | -0,0482488 |
| 7 | 6,5678965 | -2,5748409 | -0,0486062 |
| 8 | 6,6467505 | -2,5695593 | -0,0710407 |
| 9 | 6,6034244 | -2,5728947 | -0,0215349 |
| 10 | 6,6073942 | -2,5564892 | -0,1149424 |
| Implante 3 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 12,8227572 | -4,6493700 | -0,5822037 |
| 2 | 12,8364827 | -4,7578392 | -0,7808627 |
| 3 | 12,9996175 | -4,5005283 | -0,7406735 |
| 4 | 12,9279967 | -4,7870680 | -0,6414035 |
| 5 | 12,9038943 | -4,7103753 | -0,7416328 |
| 6 | 12,7340159 | -4,8071808 | -0,6479584 |
| 7 | 12,7581963 | -4,6220943 | -0,6997162 |
| 8 | 12,9108756 | -4,6936655 | -0,7074193 |
| 9 | 12,8599026 | -4,8029204 | -0,6149488 |
| 10 | 12,8920283 | -4,6895287 | -0,7201716 |
| Implante 4 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 30,9143626 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 2 | 30,9943694 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 3 | 31,1148311 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 4 | 30,9783832 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 5 | 31,1311768 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 6 | 30,8037616 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 7 | 30,9045083 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 8 | 31,0620353 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 9 | 30,9274122 | 0,0000000 | 0,0000000 |
| 10 | 30,8980707 | 0,0000000 | 0,0000000 |

| Implante 5 | | | |
|------------|-------------|-------------|------------|
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 39,8679786 | 10,8214519 | -1,1387705 |
| 2 | 39,3921797 | 11,1728721 | -1,1874275 |
| 3 | 40,0501250 | 10,9126774 | -1,0363538 |
| 4 | 39,6637638 | 11,1716125 | -1,0769659 |
| 5 | 39,4752534 | 11,0927766 | -1,2685308 |
| 6 | 39,5445789 | 10,8853098 | -1,0828935 |
| 7 | 39,8867196 | 10,8151077 | -0,9689198 |
| 8 | 39,9598376 | 10,9937116 | -1,1599109 |
| 9 | 39,9268196 | 10,9345887 | -0,8736920 |
| 10 | 39,8311040 | 10,8507131 | -1,0634995 |
| Implante 6 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 38,7638745 | 23,2763870 | -1,3759115 |
| 2 | 37,5579690 | 23,5114447 | -1,4282714 |
| 3 | 38,7785314 | 23,2673927 | -1,3065513 |
| 4 | 37,9670921 | 23,4369917 | -1,3565207 |
| 5 | 38,1047869 | 23,4954261 | -1,3909574 |
| 6 | 37,7948891 | 23,2859680 | -1,3693330 |
| 7 | 38,3327092 | 23,3079562 | -1,2287682 |
| 8 | 38,6479123 | 23,4295532 | -1,3604567 |
| 9 | 38,5647391 | 23,3672637 | -1,2093337 |
| 10 | 38,6554359 | 23,3423167 | -1,3250674 |
| Implante 7 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 36,0834962 | 28,5871141 | -1,0194071 |
| 2 | 34,5586011 | 28,6925936 | -1,0691119 |
| 3 | 36,0310281 | 28,6424710 | -0,9812830 |
| 4 | 35,0715331 | 28,5857738 | -1,0121445 |
| 5 | 35,2383935 | 28,7061885 | -1,0375253 |
| 6 | 34,8729641 | 28,4716372 | -1,0162770 |
| 7 | 35,4397643 | 28,5116028 | -0,9417306 |
| 8 | 35,8381379 | 28,7174417 | -1,0112171 |
| 9 | 35,7626671 | 28,6096814 | -0,9298833 |
| 10 | 35,9439260 | 28,6652703 | -0,9824337 |
| Implante 8 | | | |
| escaneado | X | Y | Z |
| 1 | 33,42282006 | 34,38623071 | 0,00000000 |
| 2 | 31,55108695 | 34,35603061 | 0,00000000 |
| 3 | 33,31598907 | 34,41139262 | 0,00000000 |
| 4 | 32,08371274 | 34,24176606 | 0,00000000 |
| 5 | 32,38106993 | 34,41240285 | 0,00000000 |
| 6 | 31,96558081 | 34,13604836 | 0,00000000 |
| 7 | 32,56048869 | 34,26496575 | 0,00000000 |
| 8 | 33,08153077 | 34,4803776 | 0,00000000 |
| 9 | 32,93755021 | 34,34696922 | 0,00000000 |
| 10 | 33,24377235 | 34,44385455 | 0,00000000 |

10.2 Anexo II. Tabla de valores para el estudio de la repetibilidad

| Sistema | Marca escáner | Escaneado | Variable |
|---------|---------------|-----------|----------|
| i | GO | 2 | 12,911 |
| i | GO | 2 | 6,4706 |
| i | GO | 2 | 2,8717 |
| i | GO | 2 | 9,9882 |
| i | GO | 2 | 6,58 |
| i | GO | 2 | 5,3682 |
| i | GO | 2 | 6,9624 |
| i | GO | 2 | 8,4105 |
| i | GO | 2 | 14,3074 |
| i | GO | 2 | 4,9056 |
| i | GO | 2 | 6,577 |
| i | GO | 2 | 8,2829 |
| i | GO | 2 | 6,3894 |
| i | GO | 2 | 7,6154 |
| i | GO | 2 | 4,1752 |
| i | GO | 2 | 3,9195 |
| i | GO | 2 | 4,5355 |
| i | GO | 2 | 2,704 |
| i | GO | 2 | 11,4242 |
| i | GO | 2 | 7,7349 |
| i | GO | 2 | 6,152 |
| i | GO | 2 | 8,1462 |
| i | GO | 2 | 4,8407 |
| i | GO | 2 | 6,5154 |
| i | GO | 2 | 3,6294 |
| i | GO | 2 | 1,8272 |
| i | GO | 2 | 1,4818 |
| i | GO | 2 | 2,9082 |
| i | GO | 3 | 7,3815 |
| i | GO | 3 | 8,9941 |
| i | GO | 3 | 1,1599 |
| i | GO | 3 | 9,5836 |
| i | GO | 3 | 1,9403 |
| i | GO | 3 | 7,6238 |
| i | GO | 3 | 4,12 |
| i | GO | 3 | 9,7284 |
| i | GO | 3 | 6,4527 |
| i | GO | 3 | 4,0428 |

| | | | |
|---|----|---|---------|
| i | GO | 3 | 6,5861 |
| i | GO | 3 | 10,2574 |
| i | GO | 3 | 5,2312 |
| i | GO | 3 | 8,1149 |
| i | GO | 3 | 7,8382 |
| i | GO | 3 | 9,0897 |
| i | GO | 3 | 3,0519 |
| i | GO | 3 | 6,0476 |
| i | GO | 3 | 8,4618 |
| i | GO | 3 | 1,8149 |
| i | GO | 3 | 6,9827 |
| i | GO | 3 | 3,0152 |
| i | GO | 3 | 9,0831 |
| i | GO | 3 | 9,4906 |
| i | GO | 3 | 6,2555 |
| i | GO | 3 | 7,6372 |
| i | GO | 3 | 3,4914 |
| i | GO | 3 | 5,4368 |
| i | GO | 4 | 2,8763 |
| i | GO | 4 | 1,3699 |
| i | GO | 4 | 3,7961 |
| i | GO | 4 | 7,7737 |
| i | GO | 4 | 2,3434 |
| i | GO | 4 | 4,5141 |
| i | GO | 4 | 2,4233 |
| i | GO | 4 | 4,2462 |
| i | GO | 4 | 0,9199 |
| i | GO | 4 | 4,8974 |
| i | GO | 4 | 5,2196 |
| i | GO | 4 | 1,6378 |
| i | GO | 4 | 0,453 |
| i | GO | 4 | 5,166 |
| i | GO | 4 | 9,1436 |
| i | GO | 4 | 0,9734 |
| i | GO | 4 | 5,884 |
| i | GO | 4 | 3,7932 |
| i | GO | 4 | 3,9775 |
| i | GO | 4 | 6,1395 |
| i | GO | 4 | 0,7179 |
| i | GO | 4 | 1,3729 |

| | | | |
|---|----|---|---------|
| i | GO | 4 | 10,117 |
| i | GO | 4 | 3,2596 |
| i | GO | 4 | 5,3504 |
| i | GO | 4 | 6,8574 |
| i | GO | 4 | 4,7666 |
| i | GO | 4 | 2,0908 |
| i | GO | 5 | 9,5623 |
| i | GO | 5 | 7,2049 |
| i | GO | 5 | 7,786 |
| i | GO | 5 | 9,2544 |
| i | GO | 5 | 4,9367 |
| i | GO | 5 | 6,3251 |
| i | GO | 5 | 10,3809 |
| i | GO | 5 | 9,8839 |
| i | GO | 5 | 12,2748 |
| i | GO | 5 | 13,212 |
| i | GO | 5 | 12,8312 |
| i | GO | 5 | 8,6147 |
| i | GO | 5 | 5,3192 |
| i | GO | 5 | 2,5293 |
| i | GO | 5 | 4,0236 |
| i | GO | 5 | 6,2824 |
| i | GO | 5 | 1,6908 |
| i | GO | 5 | 6,8621 |
| i | GO | 5 | 2,578 |
| i | GO | 5 | 5,2991 |
| i | GO | 5 | 3,8854 |
| i | GO | 5 | 9,3655 |
| i | GO | 5 | 5,9333 |
| i | GO | 5 | 5,6444 |
| i | GO | 5 | 10,2953 |
| i | GO | 5 | 6,6314 |
| i | GO | 5 | 12,0839 |
| i | GO | 5 | 5,9627 |
| i | GO | 6 | 8,0628 |
| i | GO | 6 | 11,0569 |
| i | GO | 6 | 3,528 |
| i | GO | 6 | 10,1594 |
| i | GO | 6 | 7,8047 |
| i | GO | 6 | 10,1275 |
| i | GO | 6 | 16,0467 |
| i | GO | 6 | 7,4812 |
| i | GO | 6 | 4,6056 |
| i | GO | 6 | 5,5369 |
| i | GO | 6 | 3,7629 |

| | | | |
|---|----|---|---------|
| i | GO | 6 | 3,7558 |
| i | GO | 6 | 9,772 |
| i | GO | 6 | 8,8676 |
| i | GO | 6 | 5,2695 |
| i | GO | 6 | 10,7279 |
| i | GO | 6 | 5,4955 |
| i | GO | 6 | 7,3127 |
| i | GO | 6 | 7,2415 |
| i | GO | 6 | 5,1783 |
| i | GO | 6 | 6,821 |
| i | GO | 6 | 12,9608 |
| i | GO | 6 | 9,2049 |
| i | GO | 6 | 2,3046 |
| i | GO | 6 | 6,1142 |
| i | GO | 6 | 7,4998 |
| i | GO | 6 | 13,3617 |
| i | GO | 6 | 6,2622 |
| i | GO | 7 | 10,665 |
| i | GO | 7 | 3,6927 |
| i | GO | 7 | 5,8887 |
| i | GO | 7 | 11,2298 |
| i | GO | 7 | 10,2512 |
| i | GO | 7 | 10,1488 |
| i | GO | 7 | 9,575 |
| i | GO | 7 | 9,2298 |
| i | GO | 7 | 5,2253 |
| i | GO | 7 | 2,1112 |
| i | GO | 7 | 7,1185 |
| i | GO | 7 | 4,5581 |
| i | GO | 7 | 7,6785 |
| i | GO | 7 | 4,3921 |
| i | GO | 7 | 10,4424 |
| i | GO | 7 | 8,2928 |
| i | GO | 7 | 8,0744 |
| i | GO | 7 | 10,2132 |
| i | GO | 7 | 6,2999 |
| i | GO | 7 | 5,5215 |
| i | GO | 7 | 4,4747 |
| i | GO | 7 | 8,3167 |
| i | GO | 7 | 8,3058 |
| i | GO | 7 | 5,9959 |
| i | GO | 7 | 7,0314 |
| i | GO | 7 | 2,6682 |
| i | GO | 7 | 13,1973 |
| i | GO | 7 | 11,2185 |

Anexos

| | | | |
|----|-------|---|---------|
| i | GO | 8 | 12,3155 |
| i | GO | 8 | 2,2998 |
| i | GO | 8 | 1,5913 |
| i | GO | 8 | 8,1327 |
| i | GO | 8 | 2,7182 |
| i | GO | 8 | 6,4604 |
| i | GO | 8 | 15,198 |
| i | GO | 8 | 11,0257 |
| i | GO | 8 | 10,7398 |
| i | GO | 8 | 7,7384 |
| i | GO | 8 | 9,7053 |
| i | GO | 8 | 9,2998 |
| i | GO | 8 | 4,8014 |
| i | GO | 8 | 2,008 |
| i | GO | 8 | 5,9191 |
| i | GO | 8 | 1,6408 |
| i | GO | 8 | 4,1674 |
| i | GO | 8 | 13,3845 |
| i | GO | 8 | 7,1075 |
| i | GO | 8 | 1,3748 |
| i | GO | 8 | 5,7058 |
| i | GO | 8 | 13,7549 |
| i | GO | 8 | 5,7466 |
| i | GO | 8 | 2,0823 |
| i | GO | 8 | 8,2246 |
| i | GO | 8 | 4,4521 |
| i | GO | 8 | 12,4815 |
| i | GO | 8 | 10,2738 |
| EX | SH900 | 2 | 0,347 |
| EX | SH900 | 2 | 2,3886 |
| EX | SH900 | 2 | 2,9221 |
| EX | SH900 | 2 | 5,3416 |
| EX | SH900 | 2 | 2,0954 |
| EX | SH900 | 2 | 2,47 |
| EX | SH900 | 2 | 1,8726 |
| EX | SH900 | 2 | 2,1981 |
| EX | SH900 | 2 | 2,9257 |
| EX | SH900 | 2 | 5,2836 |
| EX | SH900 | 2 | 2,2874 |
| EX | SH900 | 2 | 2,4853 |
| EX | SH900 | 2 | 2,0515 |
| EX | SH900 | 2 | 2,0052 |
| EX | SH900 | 2 | 3,3901 |
| EX | SH900 | 2 | 3,4365 |
| EX | SH900 | 2 | 1,6683 |

| | | | |
|----|-------|---|--------|
| EX | SH900 | 2 | 2,4338 |
| EX | SH900 | 2 | 2,7857 |
| EX | SH900 | 2 | 4,0624 |
| EX | SH900 | 2 | 0,5869 |
| EX | SH900 | 2 | 2,6034 |
| EX | SH900 | 2 | 5,9165 |
| EX | SH900 | 2 | 3,0123 |
| EX | SH900 | 2 | 4,4591 |
| EX | SH900 | 2 | 3,4925 |
| EX | SH900 | 2 | 1,5574 |
| EX | SH900 | 2 | 2,0402 |
| EX | SH900 | 3 | 3,4438 |
| EX | SH900 | 3 | 4,3333 |
| EX | SH900 | 3 | 9,7372 |
| EX | SH900 | 3 | 7,1162 |
| EX | SH900 | 3 | 5,8972 |
| EX | SH900 | 3 | 8,9708 |
| EX | SH900 | 3 | 6,1715 |
| EX | SH900 | 3 | 2,3702 |
| EX | SH900 | 3 | 8,3065 |
| EX | SH900 | 3 | 5,2111 |
| EX | SH900 | 3 | 3,2396 |
| EX | SH900 | 3 | 7,2374 |
| EX | SH900 | 3 | 3,1974 |
| EX | SH900 | 3 | 6,0114 |
| EX | SH900 | 3 | 3,0207 |
| EX | SH900 | 3 | 1,7372 |
| EX | SH900 | 3 | 4,9928 |
| EX | SH900 | 3 | 2,3597 |
| EX | SH900 | 3 | 3,1464 |
| EX | SH900 | 3 | 5,6145 |
| EX | SH900 | 3 | 1,2892 |
| EX | SH900 | 3 | 6,3328 |
| EX | SH900 | 3 | 2,6212 |
| EX | SH900 | 3 | 2,055 |
| EX | SH900 | 3 | 3,4063 |
| EX | SH900 | 3 | 4,4008 |
| EX | SH900 | 3 | 0,8949 |
| EX | SH900 | 3 | 5,0804 |
| EX | SH900 | 4 | 1,0802 |
| EX | SH900 | 4 | 0,2654 |
| EX | SH900 | 4 | 4,1897 |
| EX | SH900 | 4 | 1,4691 |
| EX | SH900 | 4 | 2,0607 |
| EX | SH900 | 4 | 2,0256 |

| | | | |
|----|-------|---|---------|
| EX | SH900 | 4 | 0,939 |
| EX | SH900 | 4 | 1,3457 |
| EX | SH900 | 4 | 3,1094 |
| EX | SH900 | 4 | 2,5494 |
| EX | SH900 | 4 | 0,9805 |
| EX | SH900 | 4 | 0,9453 |
| EX | SH900 | 4 | 0,1412 |
| EX | SH900 | 4 | 4,4551 |
| EX | SH900 | 4 | 1,2037 |
| EX | SH900 | 4 | 2,3261 |
| EX | SH900 | 4 | 2,291 |
| EX | SH900 | 4 | 1,2044 |
| EX | SH900 | 4 | 5,6588 |
| EX | SH900 | 4 | 2,129 |
| EX | SH900 | 4 | 2,1641 |
| EX | SH900 | 4 | 3,2507 |
| EX | SH900 | 4 | 3,5298 |
| EX | SH900 | 4 | 3,4947 |
| EX | SH900 | 4 | 2,4081 |
| EX | SH900 | 4 | 0,0351 |
| EX | SH900 | 4 | 1,1217 |
| EX | SH900 | 4 | 1,0866 |
| EX | SH900 | 5 | 4,1877 |
| EX | SH900 | 5 | 3,8633 |
| EX | SH900 | 5 | 10,1859 |
| EX | SH900 | 5 | 7,2913 |
| EX | SH900 | 5 | 5,2143 |
| EX | SH900 | 5 | 7,9286 |
| EX | SH900 | 5 | 5,4722 |
| EX | SH900 | 5 | 4,4542 |
| EX | SH900 | 5 | 6,1503 |
| EX | SH900 | 5 | 3,1404 |
| EX | SH900 | 5 | 1,935 |
| EX | SH900 | 5 | 4,2889 |
| EX | SH900 | 5 | 1,5216 |
| EX | SH900 | 5 | 8,9848 |
| EX | SH900 | 5 | 6,6117 |
| EX | SH900 | 5 | 3,8157 |
| EX | SH900 | 5 | 6,1835 |
| EX | SH900 | 5 | 4,6945 |
| EX | SH900 | 5 | 3,6417 |
| EX | SH900 | 5 | 5,3969 |
| EX | SH900 | 5 | 2,8948 |
| EX | SH900 | 5 | 4,8814 |
| EX | SH900 | 5 | 2,8456 |

| | | | |
|----|-------|---|---------|
| EX | SH900 | 5 | 2,8894 |
| EX | SH900 | 5 | 2,0539 |
| EX | SH900 | 5 | 2,9398 |
| EX | SH900 | 5 | 1,0081 |
| EX | SH900 | 5 | 2,8646 |
| EX | SH900 | 6 | 3,5499 |
| EX | SH900 | 6 | 5,462 |
| EX | SH900 | 6 | 14,2661 |
| EX | SH900 | 6 | 12,2269 |
| EX | SH900 | 6 | 6,5438 |
| EX | SH900 | 6 | 10,1481 |
| EX | SH900 | 6 | 4,4341 |
| EX | SH900 | 6 | 3,1367 |
| EX | SH900 | 6 | 12,1931 |
| EX | SH900 | 6 | 10,1439 |
| EX | SH900 | 6 | 4,2938 |
| EX | SH900 | 6 | 7,8097 |
| EX | SH900 | 6 | 0,9139 |
| EX | SH900 | 6 | 9,1554 |
| EX | SH900 | 6 | 7,0762 |
| EX | SH900 | 6 | 1,2678 |
| EX | SH900 | 6 | 4,8715 |
| EX | SH900 | 6 | 2,9439 |
| EX | SH900 | 6 | 2,1273 |
| EX | SH900 | 6 | 7,9417 |
| EX | SH900 | 6 | 4,4244 |
| EX | SH900 | 6 | 11,7994 |
| EX | SH900 | 6 | 5,8896 |
| EX | SH900 | 6 | 2,5251 |
| EX | SH900 | 6 | 9,7578 |
| EX | SH900 | 6 | 3,6484 |
| EX | SH900 | 6 | 4,0498 |
| EX | SH900 | 6 | 7,4035 |
| EX | SH900 | 7 | 5,3735 |
| EX | SH900 | 7 | 2,2891 |
| EX | SH900 | 7 | 7,6593 |
| EX | SH900 | 7 | 7,1122 |
| EX | SH900 | 7 | 5,278 |
| EX | SH900 | 7 | 3,9607 |
| EX | SH900 | 7 | 1,0759 |
| EX | SH900 | 7 | 5,8405 |
| EX | SH900 | 7 | 5,8673 |
| EX | SH900 | 7 | 4,9625 |
| EX | SH900 | 7 | 0,905 |
| EX | SH900 | 7 | 3,4014 |

Anexos

| | | | |
|----|-------|---|--------|
| EX | SH900 | 7 | 5,6498 |
| EX | SH900 | 7 | 6,683 |
| EX | SH900 | 7 | 6,2352 |
| EX | SH900 | 7 | 5,4407 |
| EX | SH900 | 7 | 3,4674 |
| EX | SH900 | 7 | 1,2504 |
| EX | SH900 | 7 | 0,9383 |
| EX | SH900 | 7 | 4,9972 |
| EX | SH900 | 7 | 3,8517 |
| EX | SH900 | 7 | 7,1973 |
| EX | SH900 | 7 | 4,0868 |
| EX | SH900 | 7 | 3,1892 |
| EX | SH900 | 7 | 6,7085 |
| EX | SH900 | 7 | 2,6829 |
| EX | SH900 | 7 | 5,3975 |
| EX | SH900 | 7 | 3,6709 |
| EX | SH900 | 8 | 0,6637 |
| EX | SH900 | 8 | 2,6793 |
| EX | SH900 | 8 | 5,4847 |
| EX | SH900 | 8 | 6,9209 |
| EX | SH900 | 8 | 1,2441 |
| EX | SH900 | 8 | 3,0822 |
| EX | SH900 | 8 | 2,2447 |
| EX | SH900 | 8 | 2,6329 |
| EX | SH900 | 8 | 5,1586 |
| EX | SH900 | 8 | 6,8495 |
| EX | SH900 | 8 | 1,2963 |
| EX | SH900 | 8 | 2,5524 |
| EX | SH900 | 8 | 2,9013 |
| EX | SH900 | 8 | 7,6506 |
| EX | SH900 | 8 | 9,4824 |
| EX | SH900 | 8 | 3,8617 |
| EX | SH900 | 8 | 4,7817 |
| EX | SH900 | 8 | 4,0585 |
| EX | SH900 | 8 | 2,8986 |
| EX | SH900 | 8 | 4,3536 |
| EX | SH900 | 8 | 2,9638 |
| EX | SH900 | 8 | 6,6866 |
| EX | SH900 | 8 | 5,6775 |
| EX | SH900 | 8 | 5,3688 |
| EX | SH900 | 8 | 7,2512 |
| EX | SH900 | 8 | 2,3941 |
| EX | SH900 | 8 | 2,5887 |
| EX | SH900 | 8 | 4,9706 |
| IN | TD | 2 | 7,3612 |

| | | | |
|----|----|---|---------|
| IN | TD | 2 | 8,9119 |
| IN | TD | 2 | 12,4742 |
| IN | TD | 2 | 9,9906 |
| IN | TD | 2 | 7,978 |
| IN | TD | 2 | 10,8293 |
| IN | TD | 2 | 9,1148 |
| IN | TD | 2 | 9,8528 |
| IN | TD | 2 | 10,6358 |
| IN | TD | 2 | 8,4445 |
| IN | TD | 2 | 3,6645 |
| IN | TD | 2 | 5,2804 |
| IN | TD | 2 | 6,603 |
| IN | TD | 2 | 5,9491 |
| IN | TD | 2 | 3,2102 |
| IN | TD | 2 | 7,9072 |
| IN | TD | 2 | 10,5074 |
| IN | TD | 2 | 8,5662 |
| IN | TD | 2 | 3,9709 |
| IN | TD | 2 | 7,3141 |
| IN | TD | 2 | 11,6678 |
| IN | TD | 2 | 11,6629 |
| IN | TD | 2 | 6,0878 |
| IN | TD | 2 | 8,7259 |
| IN | TD | 2 | 7,929 |
| IN | TD | 2 | 7,1967 |
| IN | TD | 2 | 8,176 |
| IN | TD | 2 | 3,858 |
| IN | TD | 3 | 5,8451 |
| IN | TD | 3 | 24,616 |
| IN | TD | 3 | 20,8822 |
| IN | TD | 3 | 18,9286 |
| IN | TD | 3 | 11,3221 |
| IN | TD | 3 | 11,6175 |
| IN | TD | 3 | 11,5641 |
| IN | TD | 3 | 25,6582 |
| IN | TD | 3 | 21,3704 |
| IN | TD | 3 | 20,0925 |
| IN | TD | 3 | 10,5211 |
| IN | TD | 3 | 7,4344 |
| IN | TD | 3 | 8,63 |
| IN | TD | 3 | 4,6404 |
| IN | TD | 3 | 7,8552 |
| IN | TD | 3 | 15,917 |
| IN | TD | 3 | 22,0653 |
| IN | TD | 3 | 19,853 |

| | | | |
|----|----|---|---------|
| IN | TD | 3 | 5,3251 |
| IN | TD | 3 | 11,468 |
| IN | TD | 3 | 17,6043 |
| IN | TD | 3 | 15,2683 |
| IN | TD | 3 | 10,0448 |
| IN | TD | 3 | 18,0066 |
| IN | TD | 3 | 14,0474 |
| IN | TD | 3 | 8,6285 |
| IN | TD | 3 | 4,4663 |
| IN | TD | 3 | 6,6541 |
| IN | TD | 4 | 8,1757 |
| IN | TD | 4 | 19,7886 |
| IN | TD | 4 | 31,4027 |
| IN | TD | 4 | 47,7546 |
| IN | TD | 4 | 36,3729 |
| IN | TD | 4 | 25,5716 |
| IN | TD | 4 | 34,7696 |
| IN | TD | 4 | 11,6129 |
| IN | TD | 4 | 23,227 |
| IN | TD | 4 | 39,5788 |
| IN | TD | 4 | 28,1971 |
| IN | TD | 4 | 17,3959 |
| IN | TD | 4 | 26,5939 |
| IN | TD | 4 | 11,6142 |
| IN | TD | 4 | 27,966 |
| IN | TD | 4 | 16,5843 |
| IN | TD | 4 | 5,783 |
| IN | TD | 4 | 14,981 |
| IN | TD | 4 | 16,3518 |
| IN | TD | 4 | 4,9701 |
| IN | TD | 4 | 5,8312 |
| IN | TD | 4 | 3,3669 |
| IN | TD | 4 | 11,3817 |
| IN | TD | 4 | 22,183 |
| IN | TD | 4 | 12,9849 |
| IN | TD | 4 | 10,8013 |
| IN | TD | 4 | 1,6032 |
| IN | TD | 4 | 9,198 |
| IN | TD | 5 | 45,833 |
| IN | TD | 5 | 50,6337 |
| IN | TD | 5 | 65,6641 |
| IN | TD | 5 | 72,7039 |
| IN | TD | 5 | 51,3792 |
| IN | TD | 5 | 56,077 |
| IN | TD | 5 | 52,7821 |

| | | | |
|----|----|---|---------|
| IN | TD | 5 | 17,1132 |
| IN | TD | 5 | 25,6447 |
| IN | TD | 5 | 31,02 |
| IN | TD | 5 | 18,9125 |
| IN | TD | 5 | 18,7527 |
| IN | TD | 5 | 7,3834 |
| IN | TD | 5 | 19,4575 |
| IN | TD | 5 | 24,3137 |
| IN | TD | 5 | 1,8006 |
| IN | TD | 5 | 12,0136 |
| IN | TD | 5 | 15,8474 |
| IN | TD | 5 | 7,9975 |
| IN | TD | 5 | 19,6341 |
| IN | TD | 5 | 24,1428 |
| IN | TD | 5 | 21,3933 |
| IN | TD | 5 | 24,278 |
| IN | TD | 5 | 25,9004 |
| IN | TD | 5 | 25,395 |
| IN | TD | 5 | 12,5481 |
| IN | TD | 5 | 17,5161 |
| IN | TD | 5 | 14,5081 |
| IN | TD | 6 | 42,6774 |
| IN | TD | 6 | 52,8756 |
| IN | TD | 6 | 68,0403 |
| IN | TD | 6 | 83,9027 |
| IN | TD | 6 | 52,0791 |
| IN | TD | 6 | 65,0954 |
| IN | TD | 6 | 52,7163 |
| IN | TD | 6 | 30,2703 |
| IN | TD | 6 | 50,1278 |
| IN | TD | 6 | 58,1067 |
| IN | TD | 6 | 38,7573 |
| IN | TD | 6 | 40,392 |
| IN | TD | 6 | 20,8268 |
| IN | TD | 6 | 24,8956 |
| IN | TD | 6 | 35,0907 |
| IN | TD | 6 | 13,8397 |
| IN | TD | 6 | 13,0207 |
| IN | TD | 6 | 16,3564 |
| IN | TD | 6 | 18,5454 |
| IN | TD | 6 | 17,1028 |
| IN | TD | 6 | 24,9677 |
| IN | TD | 6 | 39,9768 |
| IN | TD | 6 | 33,3968 |
| IN | TD | 6 | 29,5136 |

Anexos

| | | | |
|----|----|---|----------|
| IN | TD | 6 | 46,1315 |
| IN | TD | 6 | 21,3891 |
| IN | TD | 6 | 29,639 |
| IN | TD | 6 | 22,0464 |
| IN | TD | 7 | 61,2412 |
| IN | TD | 7 | 57,6096 |
| IN | TD | 7 | 72,754 |
| IN | TD | 7 | 100,7714 |
| IN | TD | 7 | 62,051 |
| IN | TD | 7 | 74,5385 |
| IN | TD | 7 | 60,4445 |
| IN | TD | 7 | 15,2221 |
| IN | TD | 7 | 40,2817 |
| IN | TD | 7 | 48,9952 |
| IN | TD | 7 | 23,002 |
| IN | TD | 7 | 28,0128 |
| IN | TD | 7 | 9,9187 |
| IN | TD | 7 | 28,0279 |
| IN | TD | 7 | 44,8315 |
| IN | TD | 7 | 9,2733 |
| IN | TD | 7 | 18,6238 |
| IN | TD | 7 | 7,9909 |
| IN | TD | 7 | 33,5886 |
| IN | TD | 7 | 18,872 |
| IN | TD | 7 | 21,6394 |
| IN | TD | 7 | 30,5417 |
| IN | TD | 7 | 39,0345 |
| IN | TD | 7 | 29,0279 |
| IN | TD | 7 | 43,5152 |
| IN | TD | 7 | 13,7111 |
| IN | TD | 7 | 13,7722 |
| IN | TD | 7 | 21,326 |
| IN | TD | 8 | 89,4725 |
| IN | TD | 8 | 88,0838 |
| IN | TD | 8 | 93,7009 |
| IN | TD | 8 | 132,405 |
| IN | TD | 8 | 89,9211 |
| IN | TD | 8 | 109,2059 |
| IN | TD | 8 | 80,4584 |
| IN | TD | 8 | 22,2436 |
| IN | TD | 8 | 47,2634 |
| IN | TD | 8 | 57,4177 |
| IN | TD | 8 | 24,285 |
| IN | TD | 8 | 32,6817 |
| IN | TD | 8 | 18,0805 |

| | | | |
|----|-------|---|----------|
| IN | TD | 8 | 25,0239 |
| IN | TD | 8 | 45,6522 |
| IN | TD | 8 | 2,6085 |
| IN | TD | 8 | 21,1642 |
| IN | TD | 8 | 9,4214 |
| IN | TD | 8 | 42,9736 |
| IN | TD | 8 | 23,0565 |
| IN | TD | 8 | 30,0911 |
| IN | TD | 8 | 31,8337 |
| IN | TD | 8 | 43,3835 |
| IN | TD | 8 | 25,4862 |
| IN | TD | 8 | 54,729 |
| IN | TD | 8 | 19,2981 |
| IN | TD | 8 | 11,9874 |
| IN | TD | 8 | 29,6932 |
| IN | SHTTr | 2 | 128,2336 |
| IN | SHTTr | 2 | 140,7959 |
| IN | SHTTr | 2 | 104,5492 |
| IN | SHTTr | 2 | 111,562 |
| IN | SHTTr | 2 | 96,2453 |
| IN | SHTTr | 2 | 74,527 |
| IN | SHTTr | 2 | 104,2755 |
| IN | SHTTr | 2 | 128,6732 |
| IN | SHTTr | 2 | 128,0639 |
| IN | SHTTr | 2 | 51,5131 |
| IN | SHTTr | 2 | 88,6188 |
| IN | SHTTr | 2 | 61,2651 |
| IN | SHTTr | 2 | 81,1926 |
| IN | SHTTr | 2 | 108,486 |
| IN | SHTTr | 2 | 80,0186 |
| IN | SHTTr | 2 | 171,1003 |
| IN | SHTTr | 2 | 139,4175 |
| IN | SHTTr | 2 | 73,2956 |
| IN | SHTTr | 2 | 109,2574 |
| IN | SHTTr | 2 | 163,4092 |
| IN | SHTTr | 2 | 107,4658 |
| IN | SHTTr | 2 | 57,2978 |
| IN | SHTTr | 2 | 101,64 |
| IN | SHTTr | 2 | 73,6279 |
| IN | SHTTr | 2 | 54,1531 |
| IN | SHTTr | 2 | 60,0393 |
| IN | SHTTr | 2 | 132,1014 |
| IN | SHTTr | 2 | 82,1533 |
| IN | SHTTr | 3 | 226,7584 |
| IN | SHTTr | 3 | 280,2608 |

| | | | |
|----|-------|---|----------|
| IN | SHTTr | 3 | 183,1413 |
| IN | SHTTr | 3 | 189,004 |
| IN | SHTTr | 3 | 192,6213 |
| IN | SHTTr | 3 | 136,8257 |
| IN | SHTTr | 3 | 159,3922 |
| IN | SHTTr | 3 | 307,3062 |
| IN | SHTTr | 3 | 169,3458 |
| IN | SHTTr | 3 | 91,3024 |
| IN | SHTTr | 3 | 174,9216 |
| IN | SHTTr | 3 | 176,4658 |
| IN | SHTTr | 3 | 122,6642 |
| IN | SHTTr | 3 | 311,5913 |
| IN | SHTTr | 3 | 230,6505 |
| IN | SHTTr | 3 | 416,1443 |
| IN | SHTTr | 3 | 273,3862 |
| IN | SHTTr | 3 | 215,1348 |
| IN | SHTTr | 3 | 128,4858 |
| IN | SHTTr | 3 | 195,1308 |
| IN | SHTTr | 3 | 243,8213 |
| IN | SHTTr | 3 | 115,6514 |
| IN | SHTTr | 3 | 216,806 |
| IN | SHTTr | 3 | 175,4378 |
| IN | SHTTr | 3 | 38,7107 |
| IN | SHTTr | 3 | 193,7022 |
| IN | SHTTr | 3 | 218,4048 |
| IN | SHTTr | 3 | 168,7979 |
| IN | SHTTr | 4 | 80,0067 |
| IN | SHTTr | 4 | 200,4684 |
| IN | SHTTr | 4 | 64,0206 |
| IN | SHTTr | 4 | 216,8141 |
| IN | SHTTr | 4 | 110,601 |
| IN | SHTTr | 4 | 9,8543 |
| IN | SHTTr | 4 | 147,6727 |
| IN | SHTTr | 4 | 120,4617 |
| IN | SHTTr | 4 | 15,9862 |
| IN | SHTTr | 4 | 136,8074 |
| IN | SHTTr | 4 | 190,6078 |
| IN | SHTTr | 4 | 89,8611 |
| IN | SHTTr | 4 | 67,666 |
| IN | SHTTr | 4 | 136,4479 |
| IN | SHTTr | 4 | 16,3457 |
| IN | SHTTr | 4 | 311,0695 |
| IN | SHTTr | 4 | 210,3228 |
| IN | SHTTr | 4 | 52,7957 |
| IN | SHTTr | 4 | 152,7936 |

| | | | |
|----|-------|---|-----------|
| IN | SHTTr | 4 | 174,6216 |
| IN | SHTTr | 4 | 73,8749 |
| IN | SHTTr | 4 | 83,6521 |
| IN | SHTTr | 4 | 327,4152 |
| IN | SHTTr | 4 | 226,6685 |
| IN | SHTTr | 4 | 69,1414 |
| IN | SHTTr | 4 | 100,7467 |
| IN | SHTTr | 4 | 258,2737 |
| IN | SHTTr | 4 | 157,527 |
| IN | SHTTr | 5 | 593,5051 |
| IN | SHTTr | 5 | 228,0101 |
| IN | SHTTr | 5 | 410,0439 |
| IN | SHTTr | 5 | 494,6594 |
| IN | SHTTr | 5 | 334,3464 |
| IN | SHTTr | 5 | 170,9992 |
| IN | SHTTr | 5 | 196,3629 |
| IN | SHTTr | 5 | 723,4753 |
| IN | SHTTr | 5 | 293,1915 |
| IN | SHTTr | 5 | 141,0471 |
| IN | SHTTr | 5 | 341,8258 |
| IN | SHTTr | 5 | 648,3137 |
| IN | SHTTr | 5 | 595,8952 |
| IN | SHTTr | 5 | 466,8744 |
| IN | SHTTr | 5 | 645,6154 |
| IN | SHTTr | 5 | 508,4209 |
| IN | SHTTr | 5 | 201,9122 |
| IN | SHTTr | 5 | 173,1609 |
| IN | SHTTr | 5 | 280,0864 |
| IN | SHTTr | 5 | 310,1764 |
| IN | SHTTr | 5 | 434,1415 |
| IN | SHTTr | 5 | 355,2299 |
| IN | SHTTr | 5 | 286,8966 |
| IN | SHTTr | 5 | 579,8026 |
| IN | SHTTr | 5 | 506,3931 |
| IN | SHTTr | 5 | 367,3943 |
| IN | SHTTr | 5 | 436,0303 |
| IN | SHTTr | 5 | 271,5201 |
| IN | SHTTr | 6 | 1229,7161 |
| IN | SHTTr | 6 | 71,4602 |
| IN | SHTTr | 6 | 813,0388 |
| IN | SHTTr | 6 | 694,6949 |
| IN | SHTTr | 6 | 969,0551 |
| IN | SHTTr | 6 | 456,6741 |
| IN | SHTTr | 6 | 192,7329 |
| IN | SHTTr | 6 | 1250,6597 |

Anexos

| | | | |
|----|-------|---|-----------|
| IN | SHTTr | 6 | 421,9871 |
| IN | SHTTr | 6 | 548,3236 |
| IN | SHTTr | 6 | 332,3321 |
| IN | SHTTr | 6 | 825,4887 |
| IN | SHTTr | 6 | 1095,1171 |
| IN | SHTTr | 6 | 830,4784 |
| IN | SHTTr | 6 | 716,2787 |
| IN | SHTTr | 6 | 985,8188 |
| IN | SHTTr | 6 | 454,371 |
| IN | SHTTr | 6 | 215,0887 |
| IN | SHTTr | 6 | 153,4937 |
| IN | SHTTr | 6 | 229,4039 |
| IN | SHTTr | 6 | 408,2239 |
| IN | SHTTr | 6 | 680,8722 |
| IN | SHTTr | 6 | 374,6691 |
| IN | SHTTr | 6 | 336,7475 |
| IN | SHTTr | 6 | 547,955 |
| IN | SHTTr | 6 | 556,3204 |
| IN | SHTTr | 6 | 865,0688 |
| IN | SHTTr | 6 | 362,6026 |
| IN | SHTTr | 7 | 1529,3468 |
| IN | SHTTr | 7 | 85,2687 |
| IN | SHTTr | 7 | 1011,99 |
| IN | SHTTr | 7 | 853,6426 |
| IN | SHTTr | 7 | 1216,0316 |
| IN | SHTTr | 7 | 652,7836 |
| IN | SHTTr | 7 | 277,9444 |
| IN | SHTTr | 7 | 1475,8954 |
| IN | SHTTr | 7 | 527,0247 |
| IN | SHTTr | 7 | 680,6616 |
| IN | SHTTr | 7 | 387,8625 |
| IN | SHTTr | 7 | 908,5329 |
| IN | SHTTr | 7 | 1281,0868 |
| IN | SHTTr | 7 | 961,6639 |
| IN | SHTTr | 7 | 797,178 |
| IN | SHTTr | 7 | 1171,1195 |
| IN | SHTTr | 7 | 606,8639 |
| IN | SHTTr | 7 | 209,1011 |

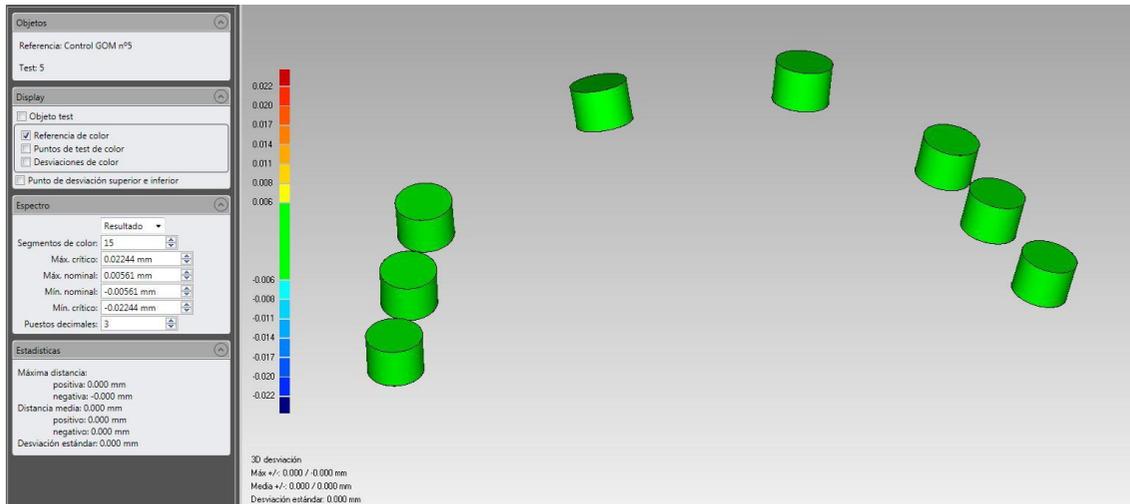
| | | | |
|----|-------|---|-----------|
| IN | SHTTr | 7 | 207,3313 |
| IN | SHTTr | 7 | 229,0718 |
| IN | SHTTr | 7 | 382,1696 |
| IN | SHTTr | 7 | 777,8304 |
| IN | SHTTr | 7 | 434,7464 |
| IN | SHTTr | 7 | 295,9567 |
| IN | SHTTr | 7 | 600,4266 |
| IN | SHTTr | 7 | 573,0767 |
| IN | SHTTr | 7 | 995,9949 |
| IN | SHTTr | 7 | 453,7615 |
| IN | SHTTr | 8 | 1871,9767 |
| IN | SHTTr | 8 | 109,7542 |
| IN | SHTTr | 8 | 1346,8773 |
| IN | SHTTr | 8 | 1042,0788 |
| IN | SHTTr | 8 | 1478,5592 |
| IN | SHTTr | 8 | 870,816 |
| IN | SHTTr | 8 | 354,0367 |
| IN | SHTTr | 8 | 1765,7702 |
| IN | SHTTr | 8 | 544,7445 |
| IN | SHTTr | 8 | 831,8952 |
| IN | SHTTr | 8 | 469,2519 |
| IN | SHTTr | 8 | 1013,5012 |
| IN | SHTTr | 8 | 1535,487 |
| IN | SHTTr | 8 | 1243,8964 |
| IN | SHTTr | 8 | 934,9197 |
| IN | SHTTr | 8 | 1378,1934 |
| IN | SHTTr | 8 | 769,5594 |
| IN | SHTTr | 8 | 244,3964 |
| IN | SHTTr | 8 | 342,8385 |
| IN | SHTTr | 8 | 158,5288 |
| IN | SHTTr | 8 | 477,3401 |
| IN | SHTTr | 8 | 1025,9514 |
| IN | SHTTr | 8 | 499,002 |
| IN | SHTTr | 8 | 232,2257 |
| IN | SHTTr | 8 | 703,7513 |
| IN | SHTTr | 8 | 608,7159 |
| IN | SHTTr | 8 | 1167,8643 |
| IN | SHTTr | 8 | 563,8148 |

10.3 Anexo III. Tabla de valores de imprecisión máxima para el estudio de la repetibilidad

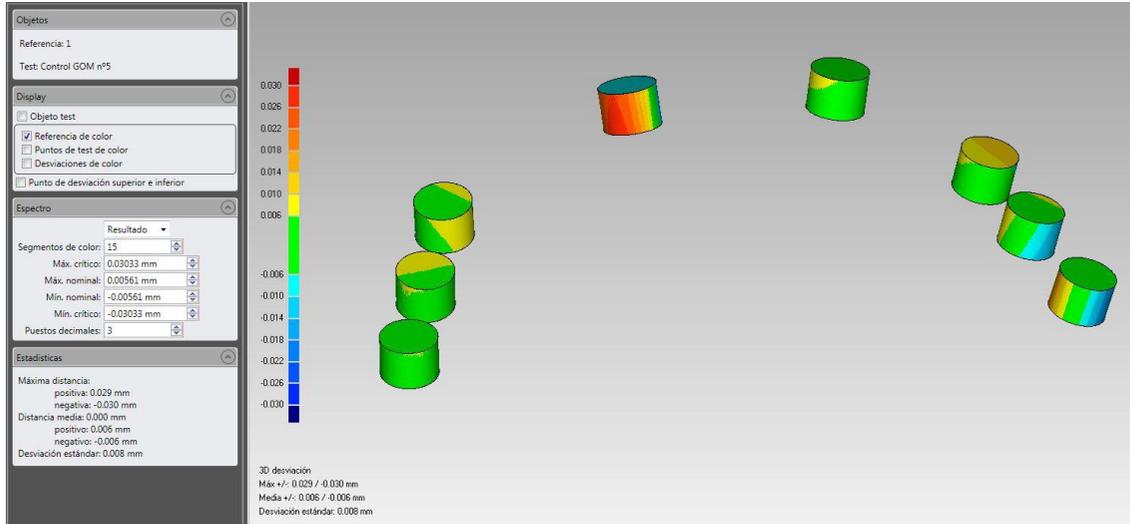
| Sistema | Marca escáner | Escaneado | Imprecisión máxima |
|---------|---------------|-----------|--------------------|
| i | GO | 1 | 0 |
| i | GO | 2 | 14,30736 |
| i | GO | 3 | 10,25742 |
| i | GO | 4 | 10,11704 |
| i | GO | 5 | 13,21196 |
| i | GO | 6 | 16,04674 |
| i | GO | 7 | 13,19734 |
| i | GO | 8 | 15,19804 |
| EX | SH900 | 1 | 0 |
| EX | SH900 | 2 | 7,01844 |
| EX | SH900 | 3 | 9,73716 |
| EX | SH900 | 4 | 5,65881 |
| EX | SH900 | 5 | 10,18594 |
| EX | SH900 | 6 | 14,26615 |
| EX | SH900 | 7 | 8,97564 |
| EX | SH900 | 8 | 9,64208 |
| EX | SH810 | 1 | 0 |
| EX | SH810 | 2 | 10,89205 |
| EX | SH810 | 3 | 7,03533 |
| EX | SH810 | 4 | 6,867 |
| EX | SH810 | 5 | 7,7314 |
| EX | SH810 | 6 | 14,69296 |
| EX | SH810 | 7 | 11,45185 |
| EX | SH810 | 8 | 9,75599 |
| IN | TD | 1 | 0 |
| IN | TD | 2 | 12,47421 |
| IN | TD | 3 | 25,65822 |
| IN | TD | 4 | 47,75456 |
| IN | TD | 5 | 72,70394 |
| IN | TD | 6 | 83,90266 |
| IN | TD | 7 | 100,77141 |
| IN | TD | 8 | 132,40496 |
| IN | SHTr | 1 | 0 |
| IN | SHTr | 2 | 171,1003 |
| IN | SHTr | 3 | 416,14429 |
| IN | SHTr | 4 | 327,41517 |
| IN | SHTr | 5 | 723,47533 |
| IN | SHTr | 6 | 1250,65969 |
| IN | SHTr | 7 | 1529,34679 |
| IN | SHTr | 8 | 1871,97673 |

10.4 Anexo IV. Imágenes del software geomagic de la superposición del archivo GOM control con los demás escaneados para el estudio de la reproducibilidad

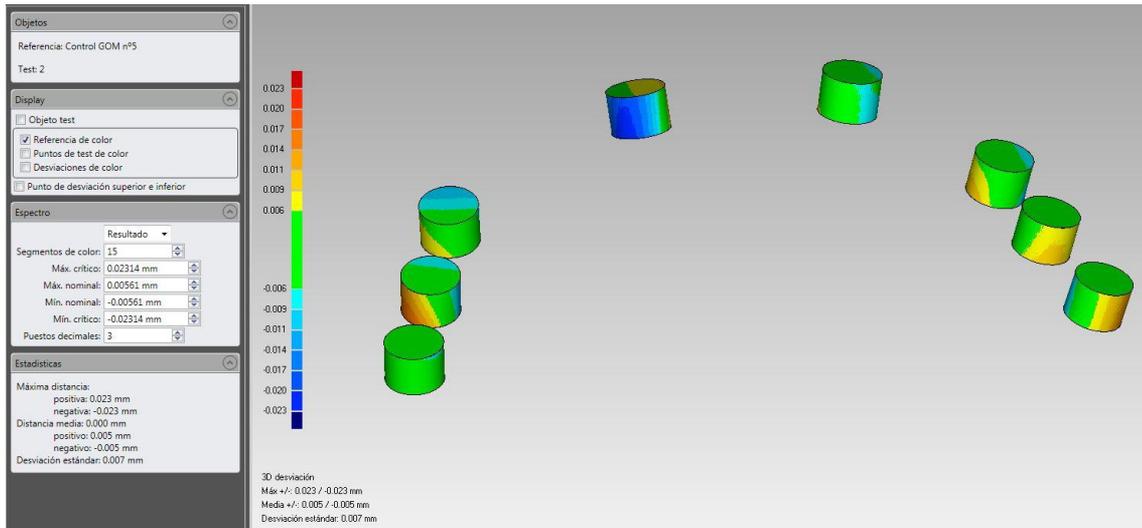
- Imagen del escaneo 5 con escáner GOM ATOS II® (Control)



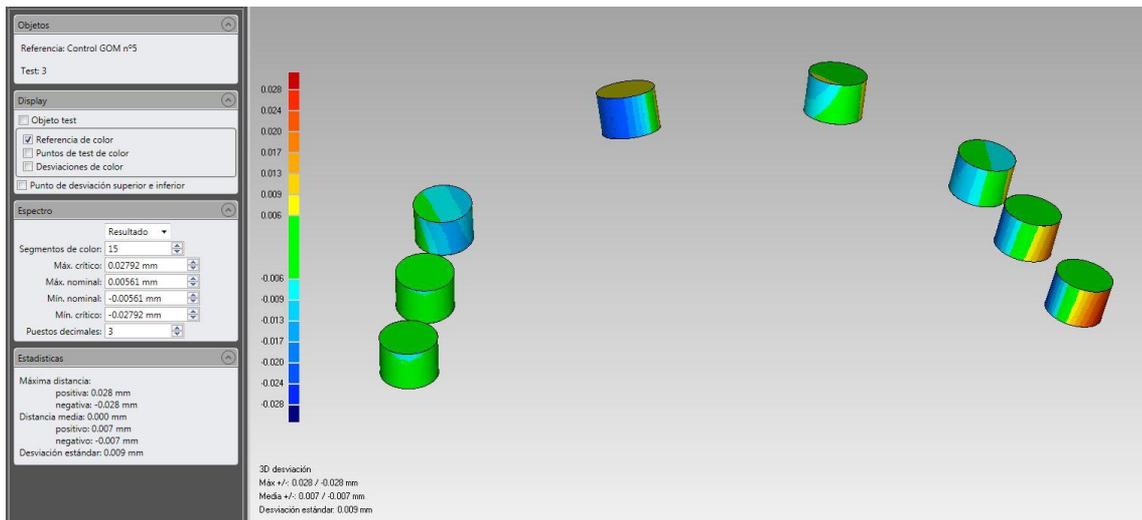
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 1 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



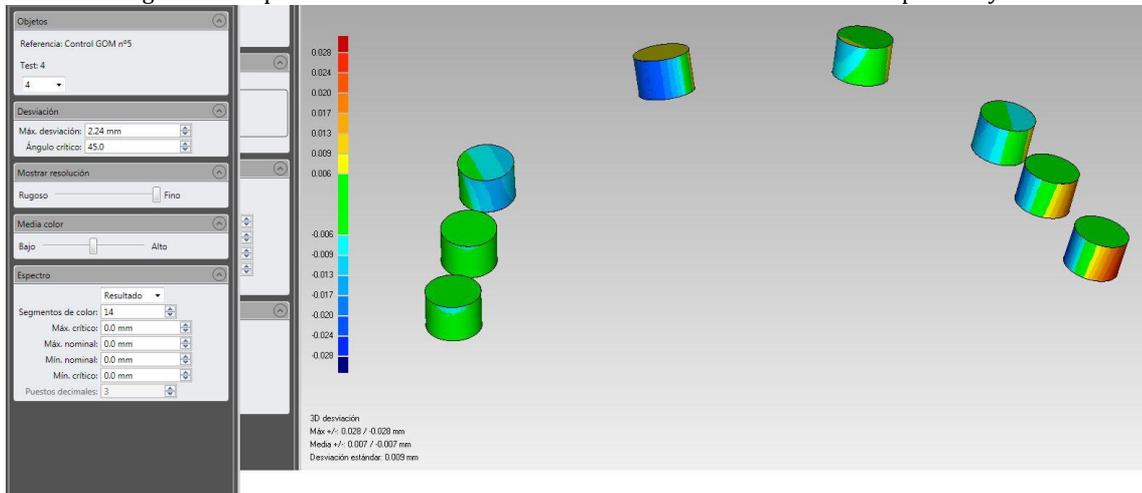
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 2 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 3 con el escáner 3ShapeD810 y el control.

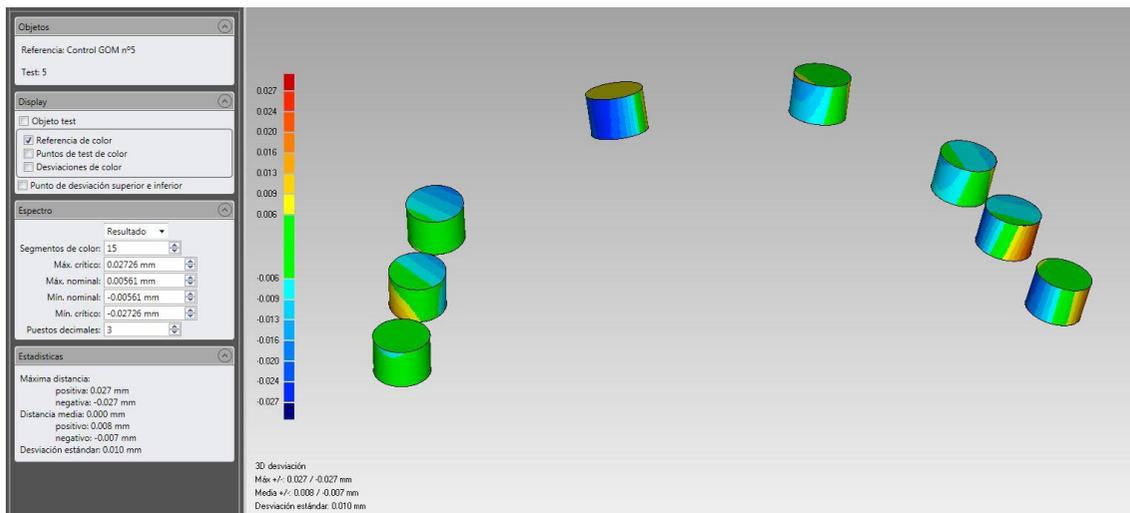


- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 4 con el escáner 3ShapeD810 y el control.

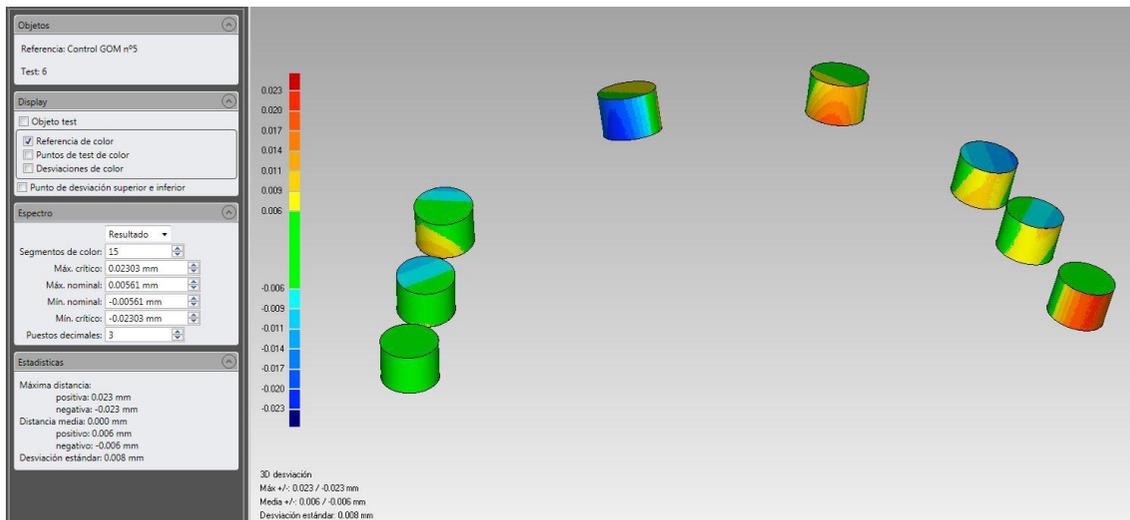


Anexos

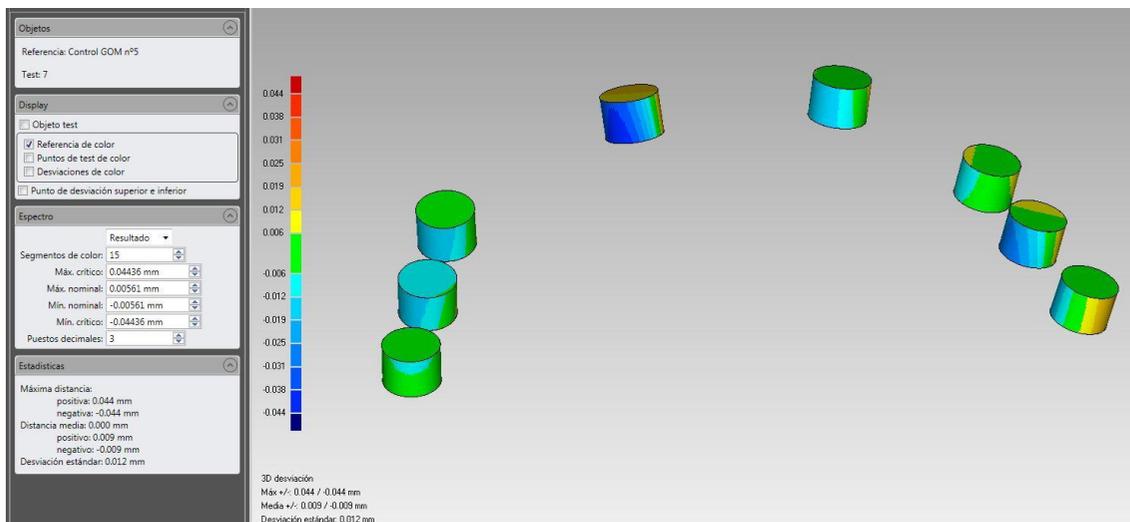
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 5 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



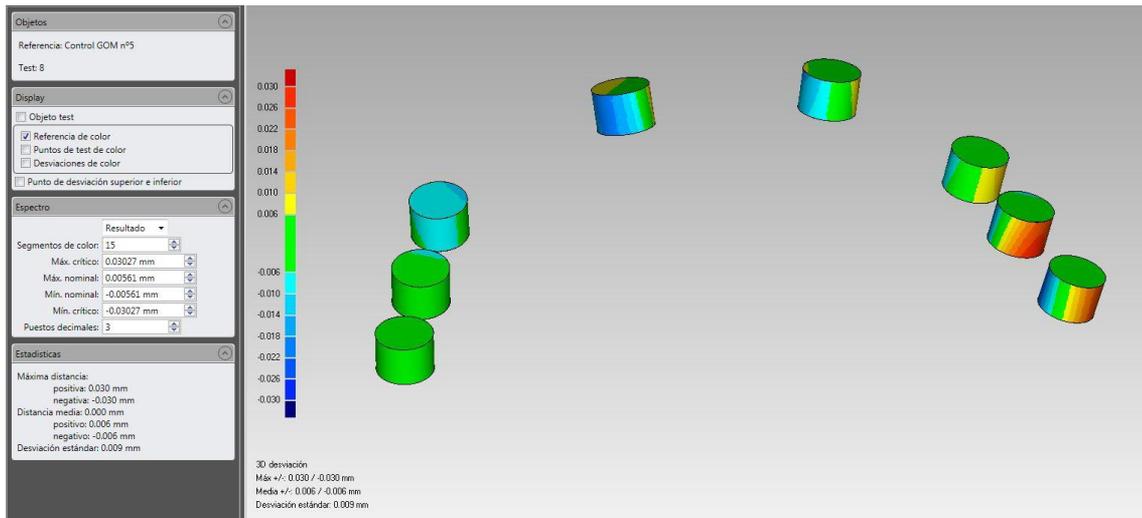
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 6 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



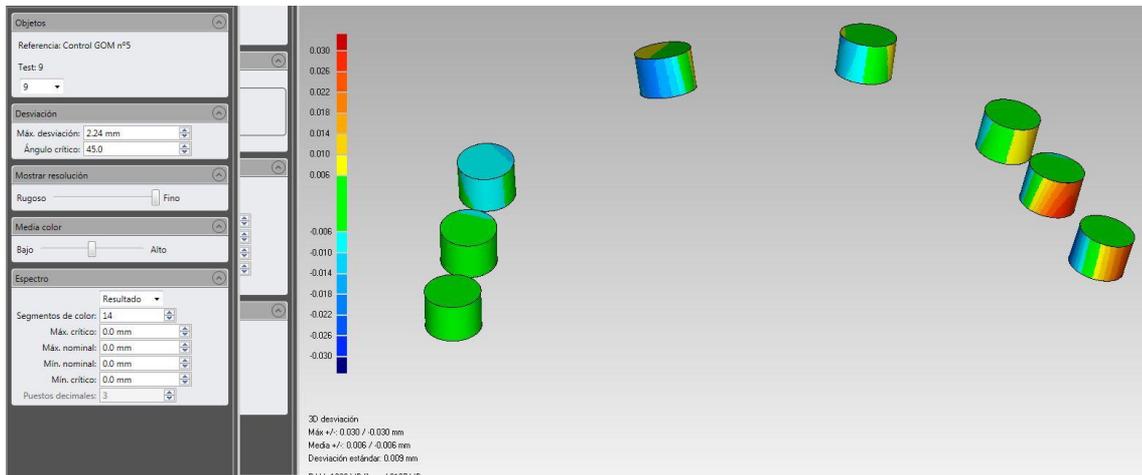
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 7 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



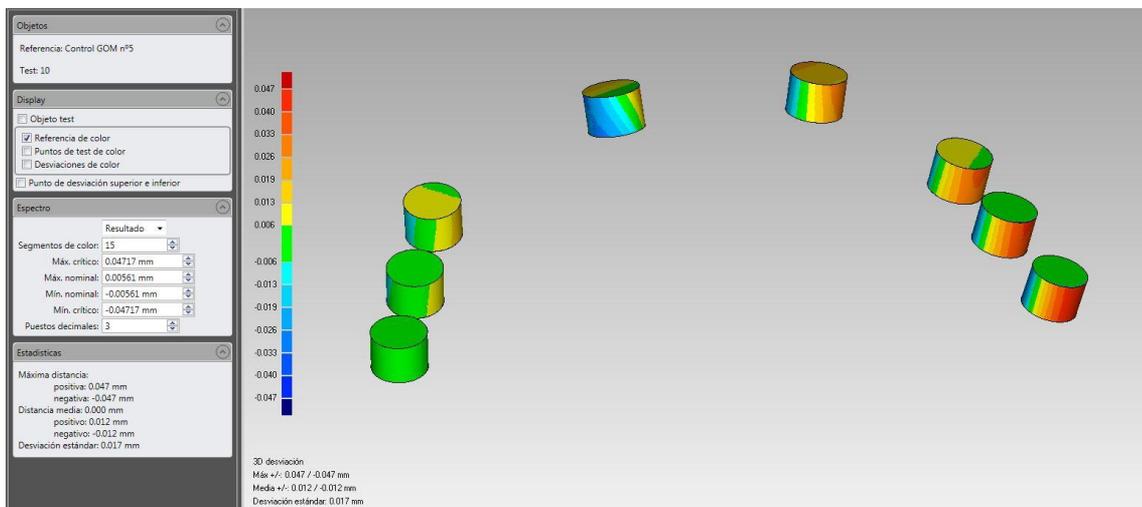
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 8 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



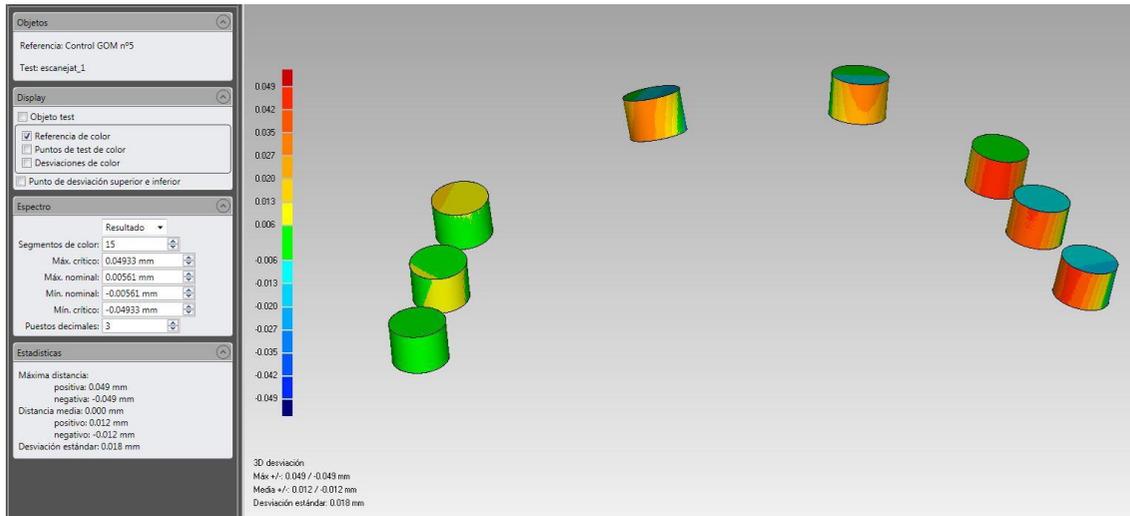
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 9 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



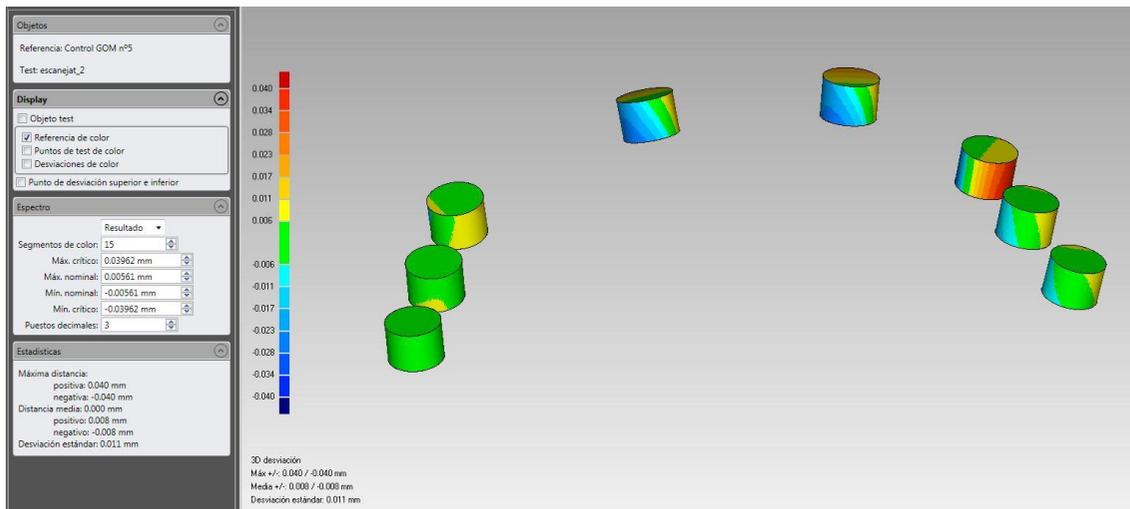
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 10 con el escáner 3ShapeD810 y el control.



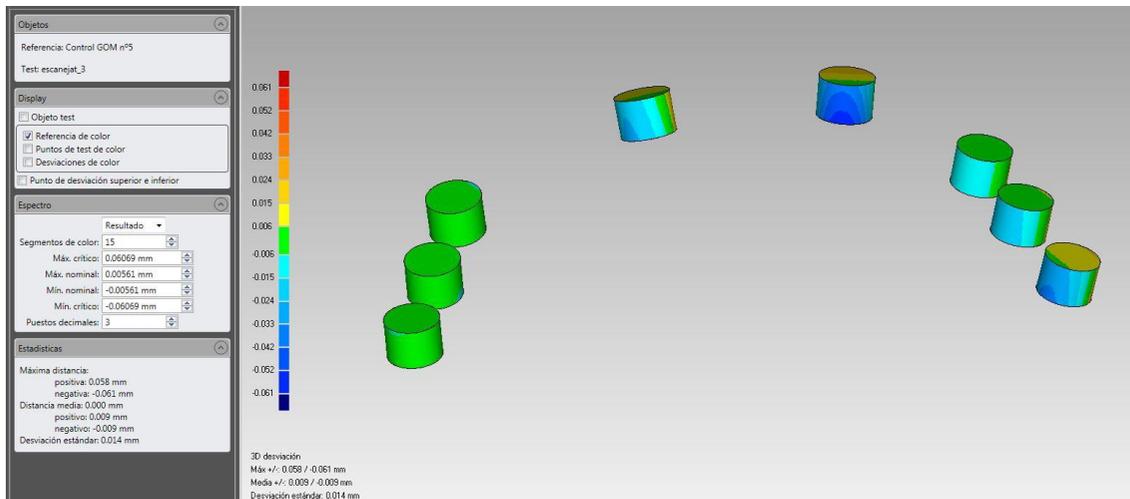
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 1 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



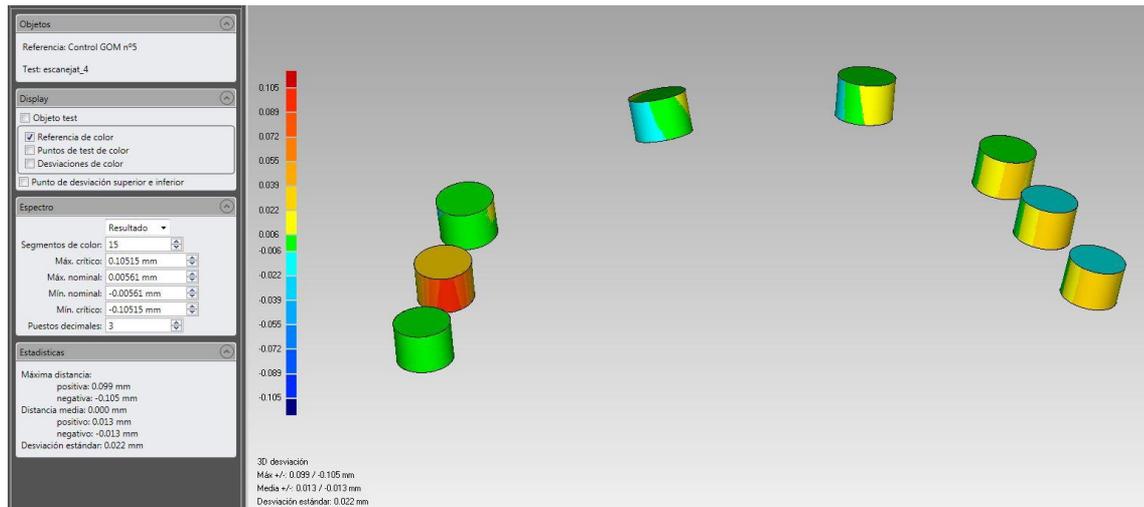
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 2 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



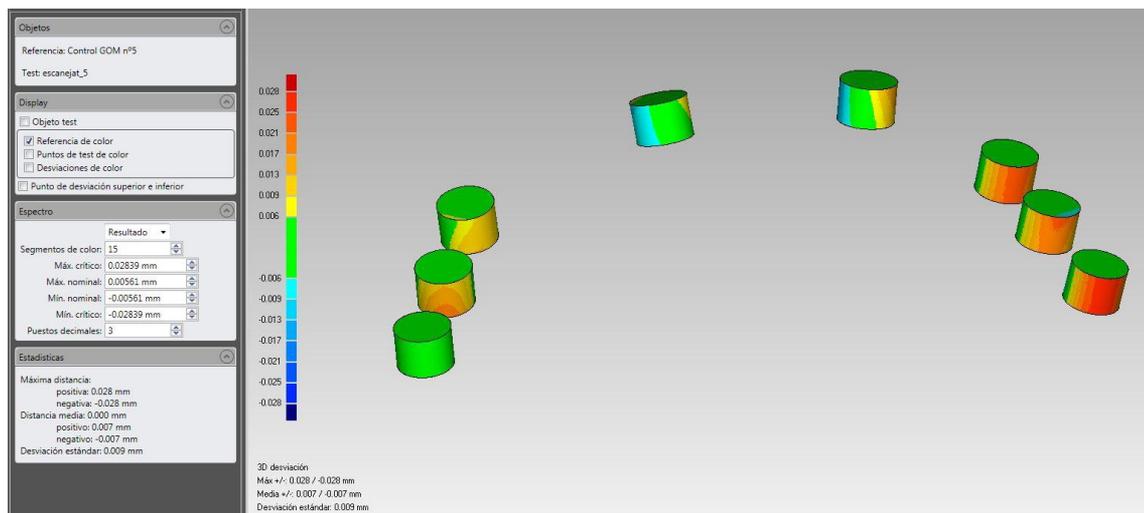
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 3 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



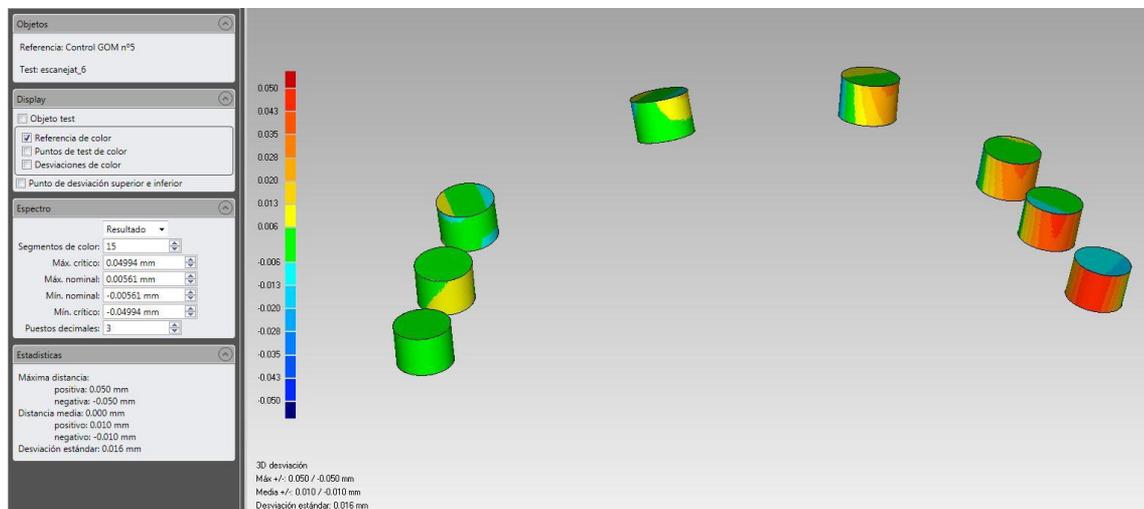
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 4 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



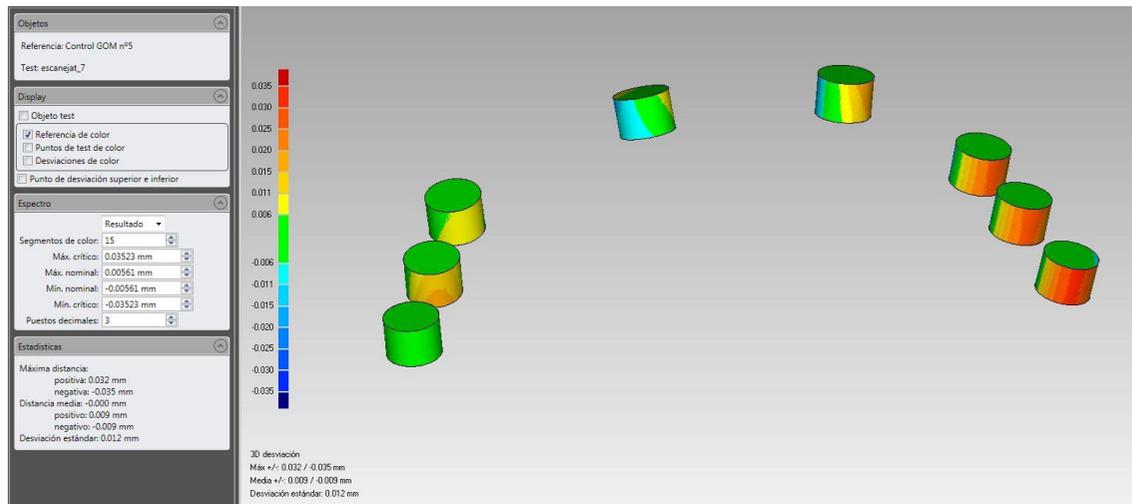
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 5 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



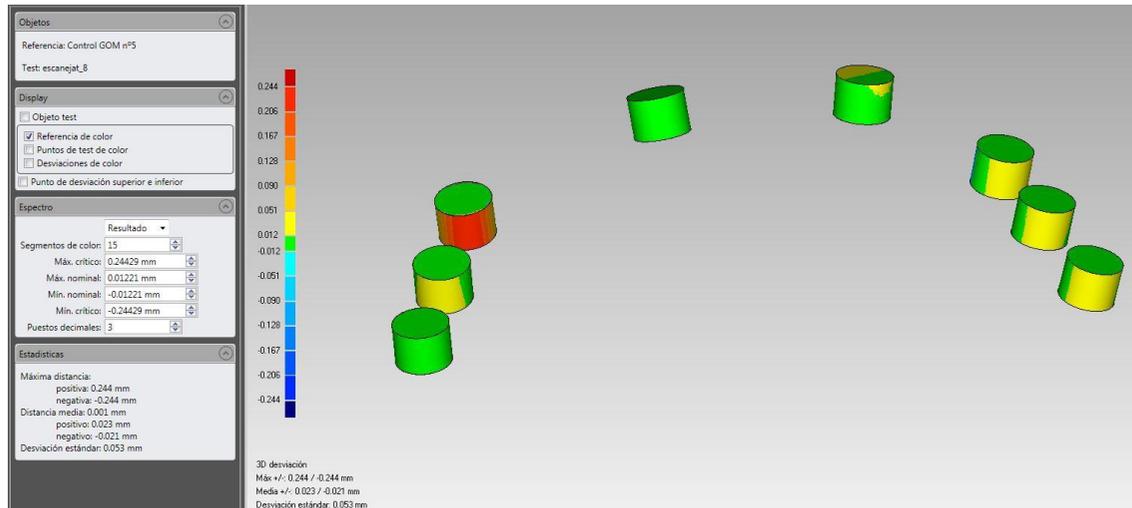
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 6 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



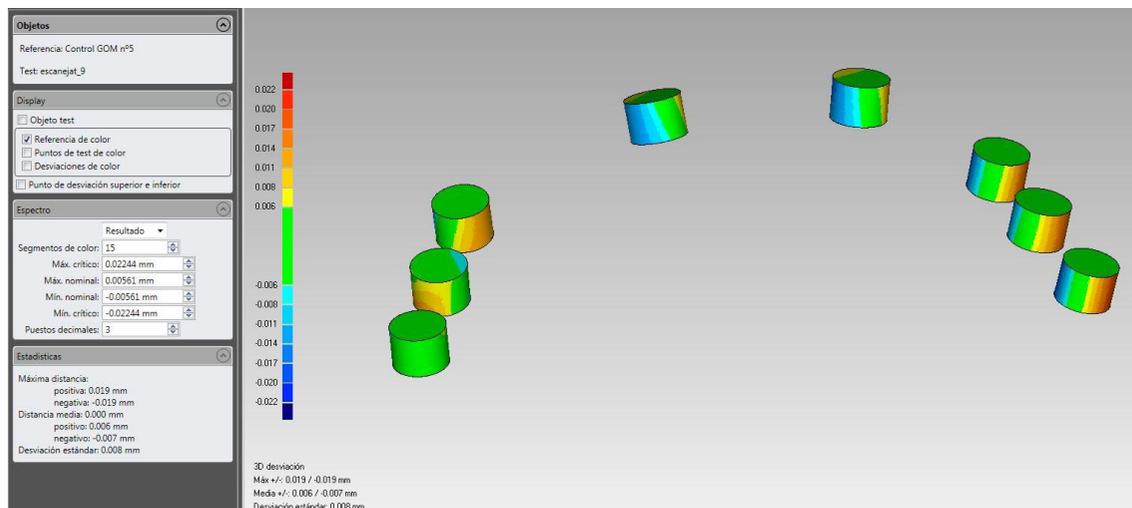
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 7 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



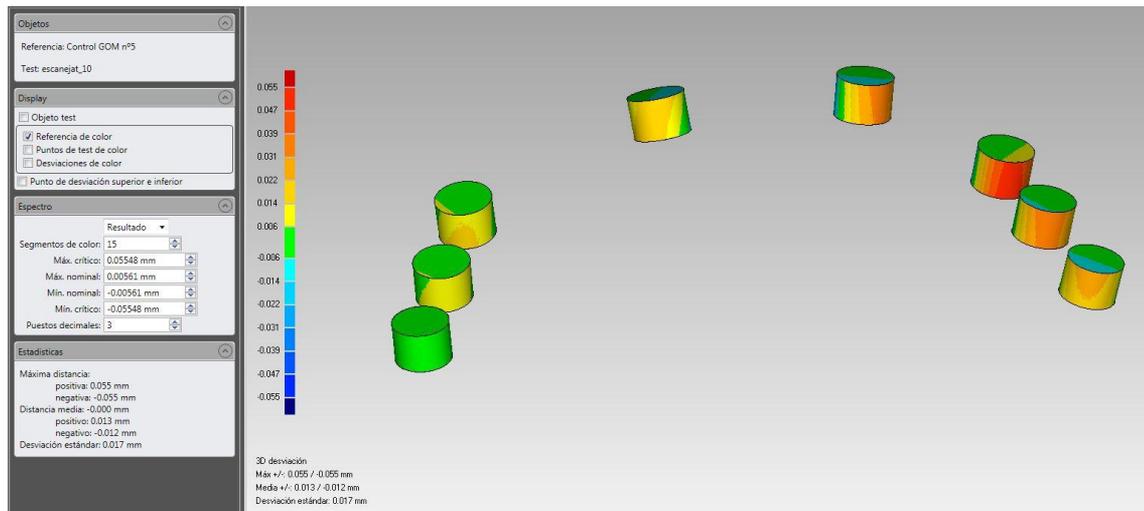
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 8 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



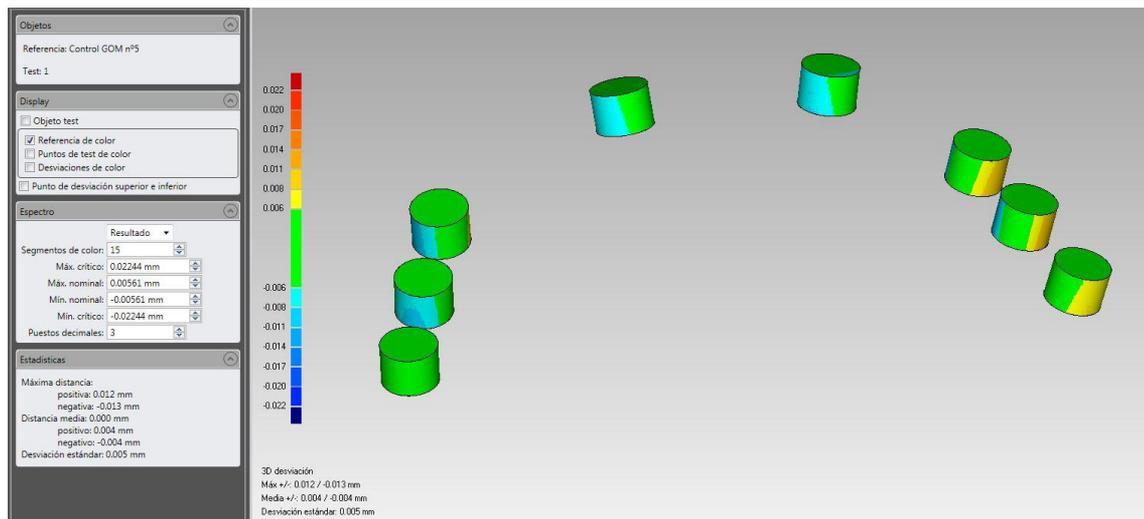
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 9 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



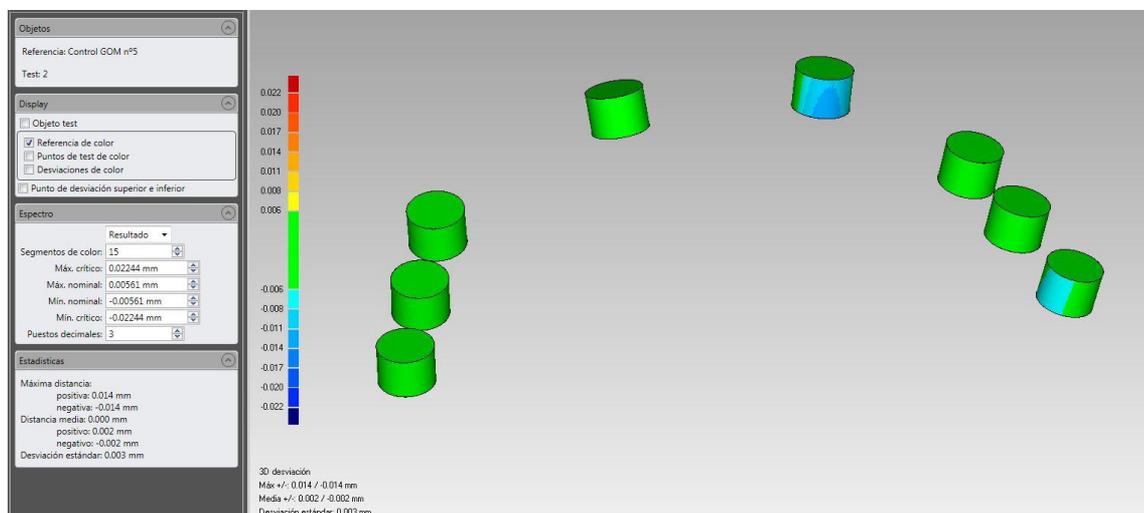
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 10 con el escáner 3ShapeD900 y el control.



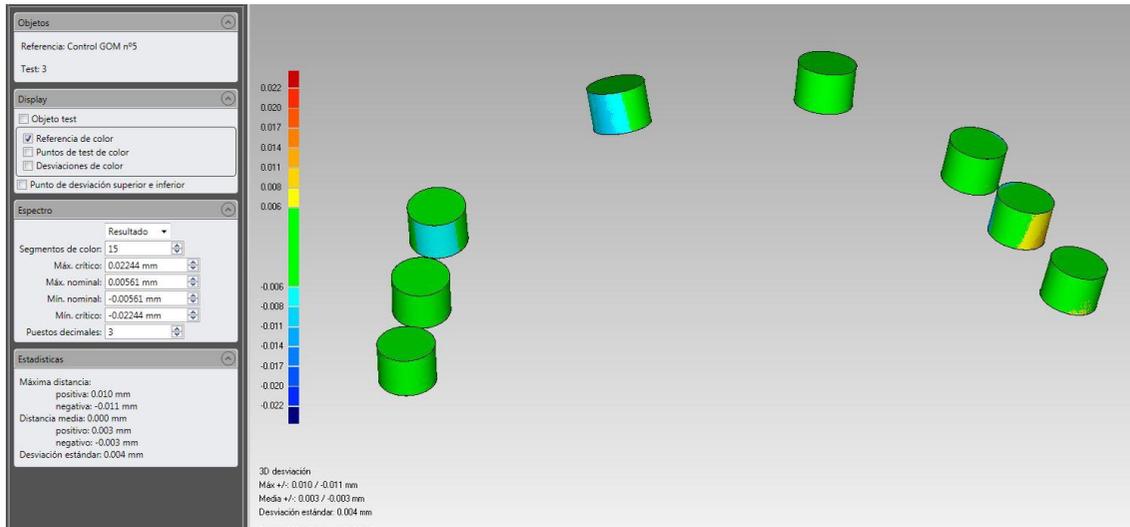
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 1 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



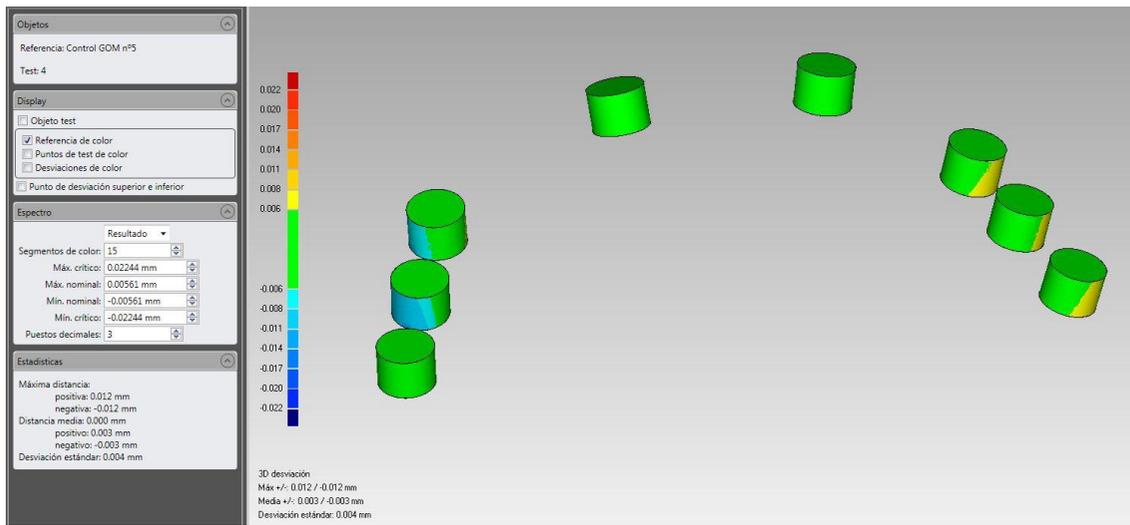
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 2 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



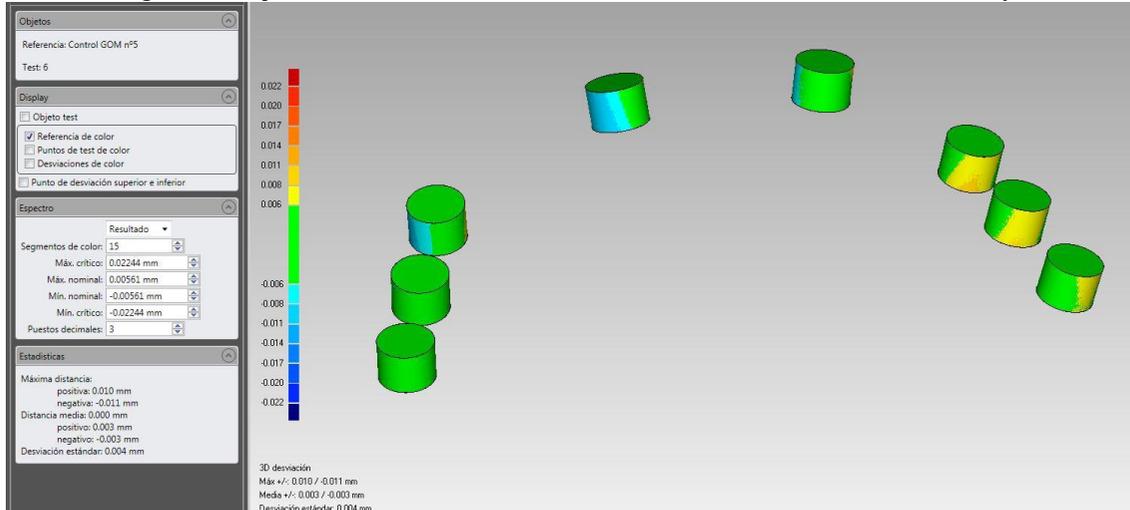
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 3 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



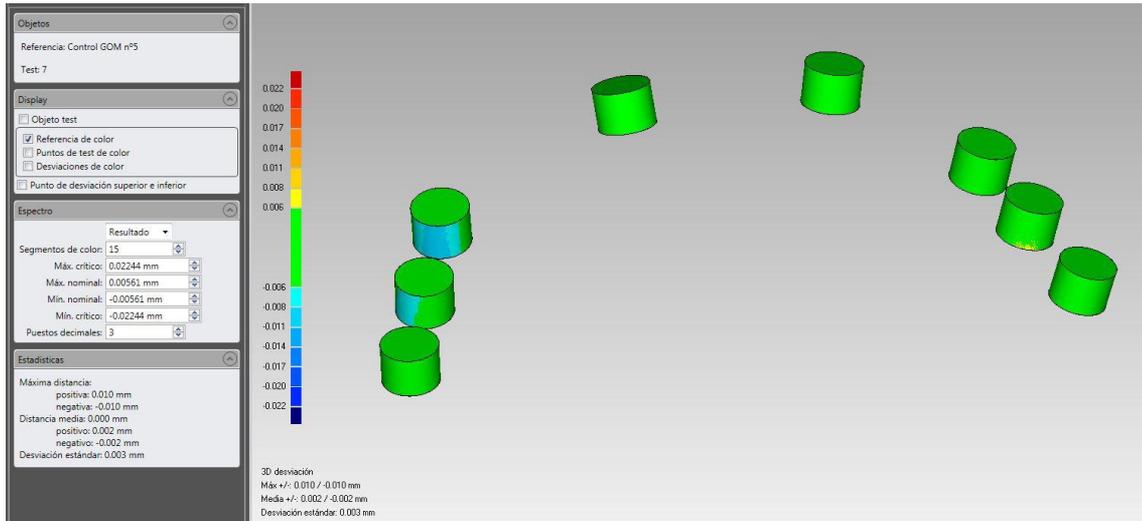
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 4 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



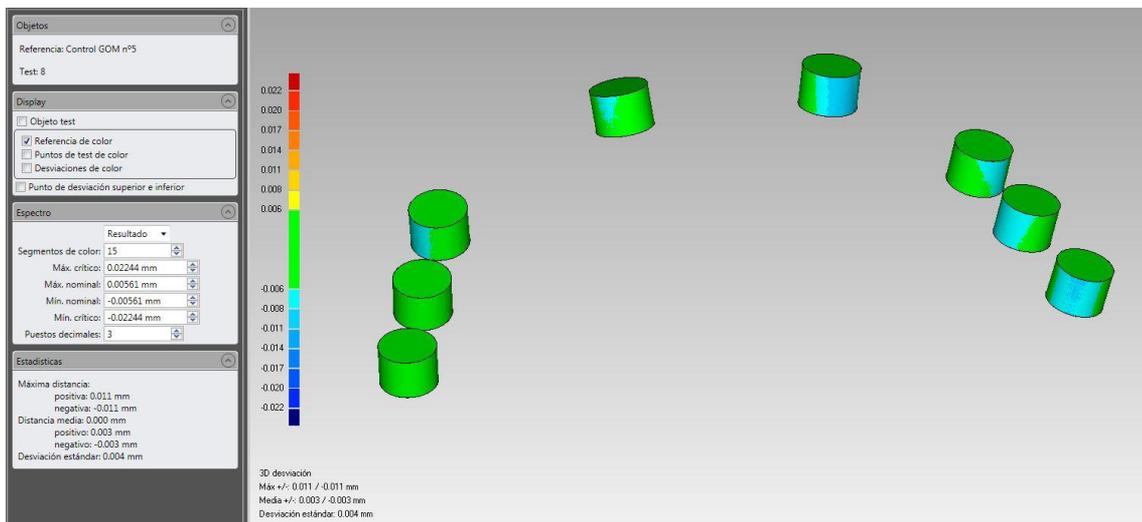
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 6 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



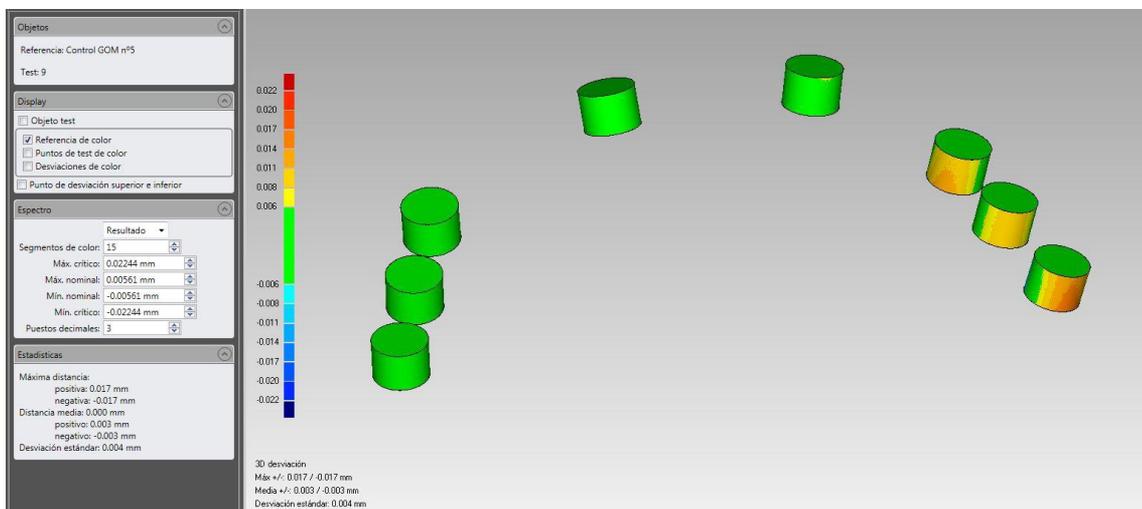
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 7 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 8 con el escáner GOM ATOS II® y el control.

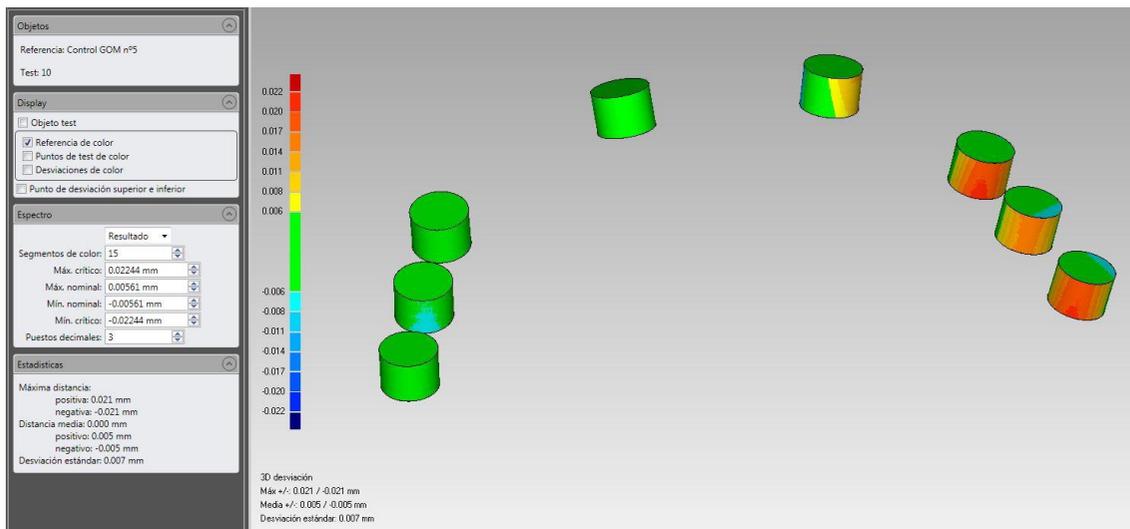


- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 9 con el escáner GOM ATOS II® y el control.

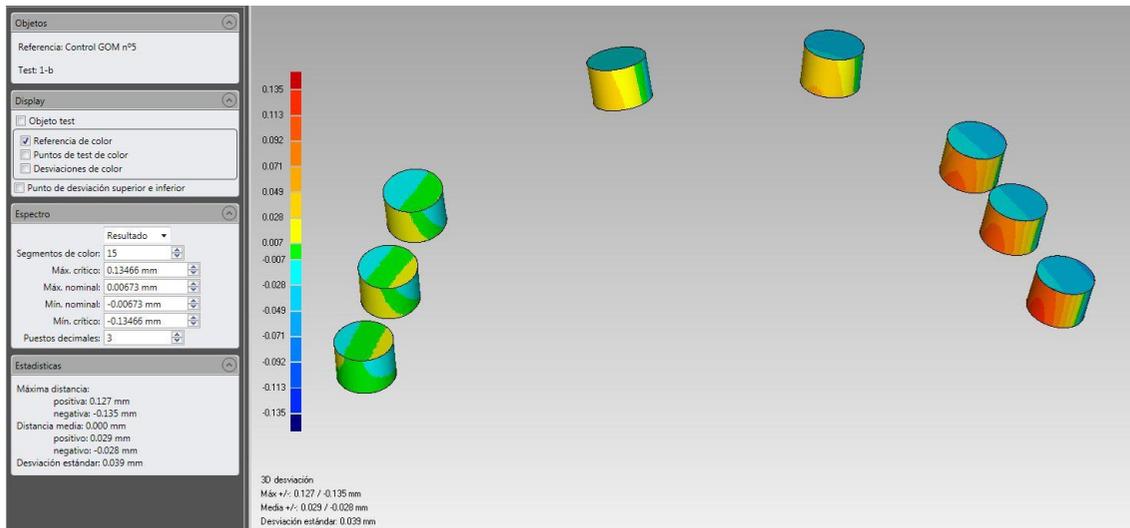


Anexos

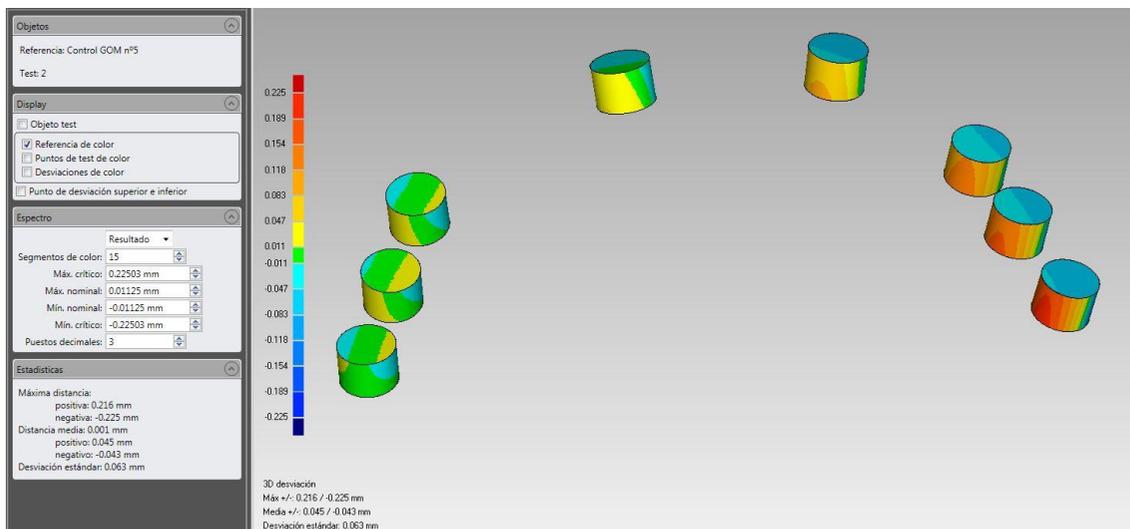
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 10 con el escáner GOM ATOS II® y el control.



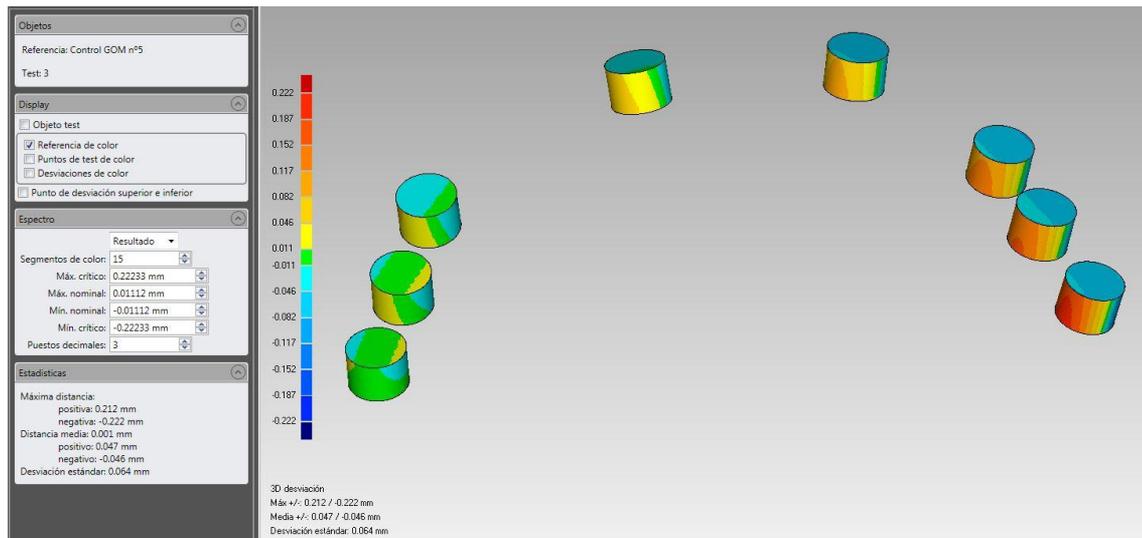
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 1 con el escáner True definition® y el control.



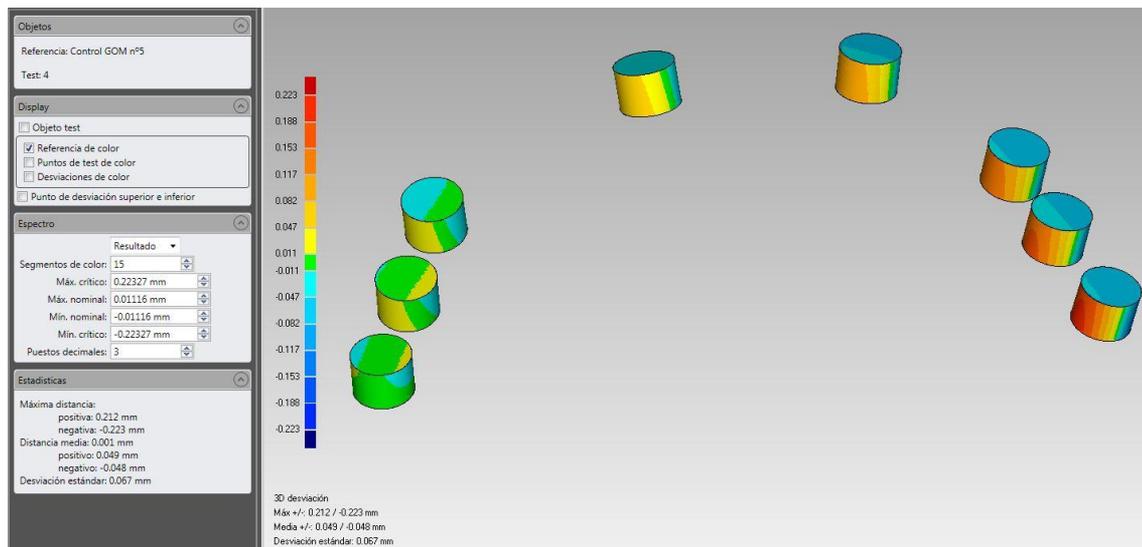
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 2 con el escáner True definition® y el control.



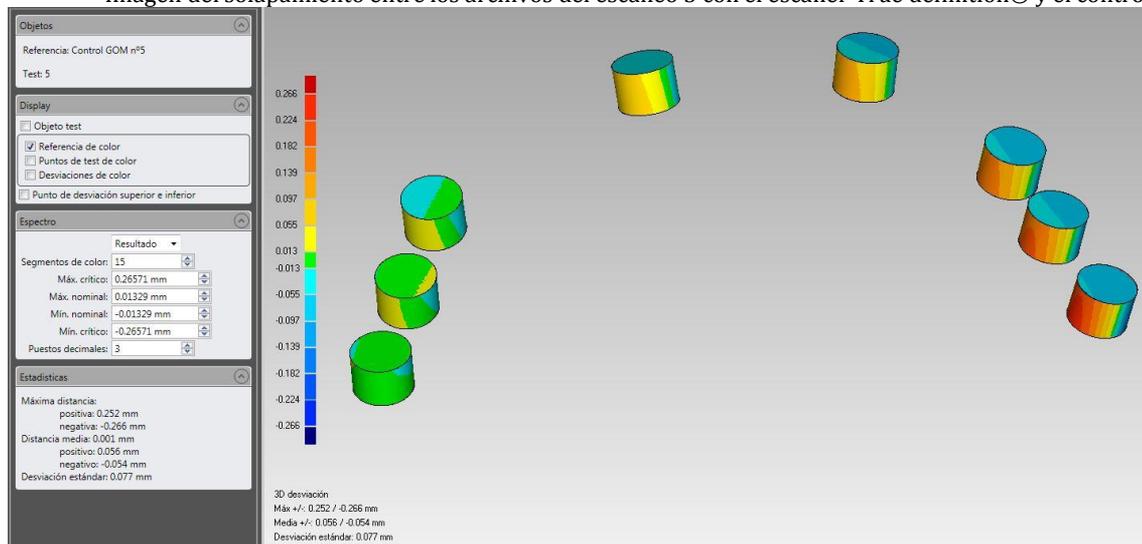
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 3 con el escáner True definition® y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 4 con el escáner True definition® y el control.

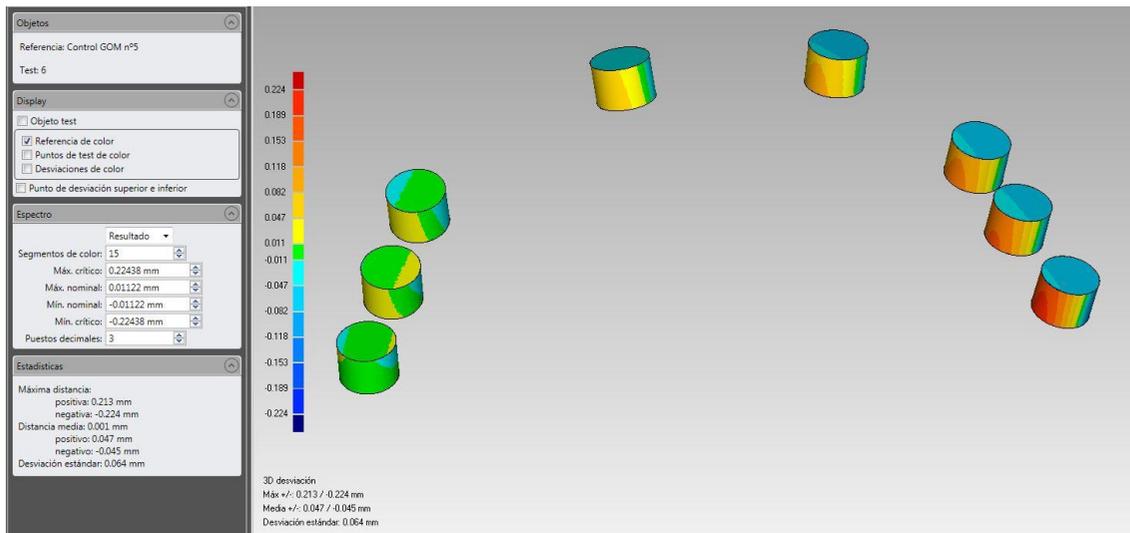


- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 5 con el escáner True definition® y el control.

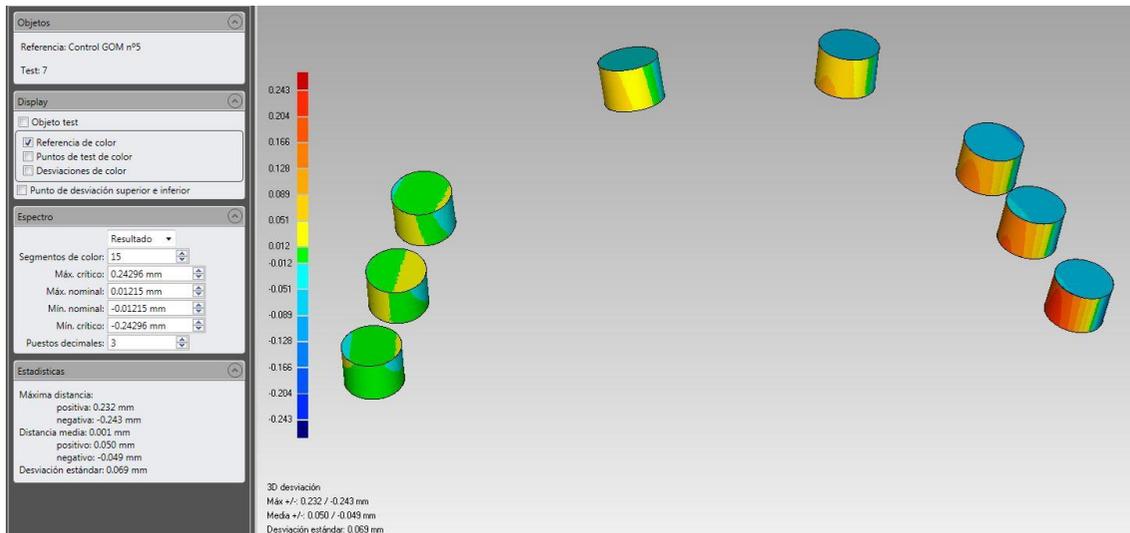


Anexos

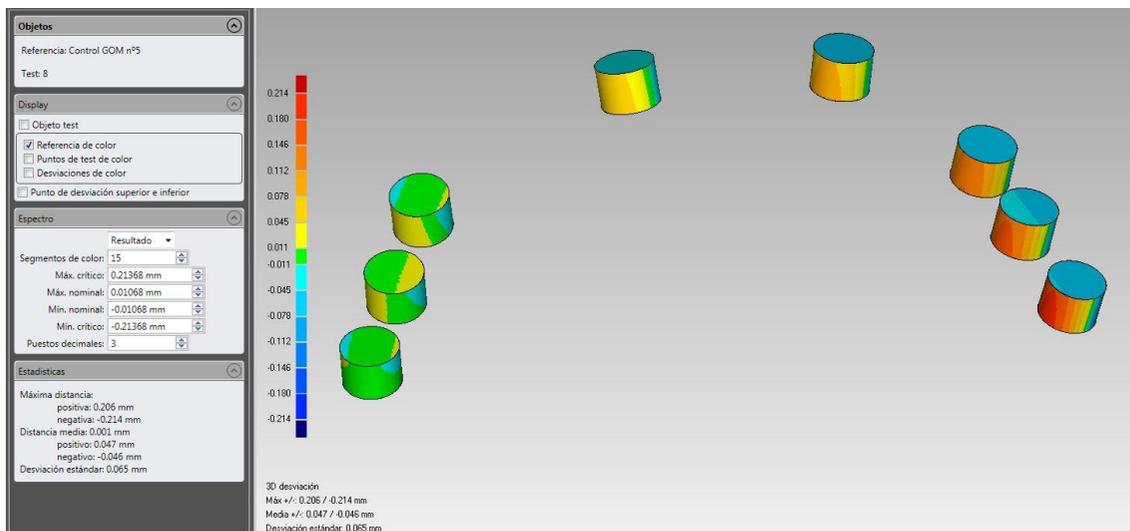
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 6 con el escáner True definition® y el control.



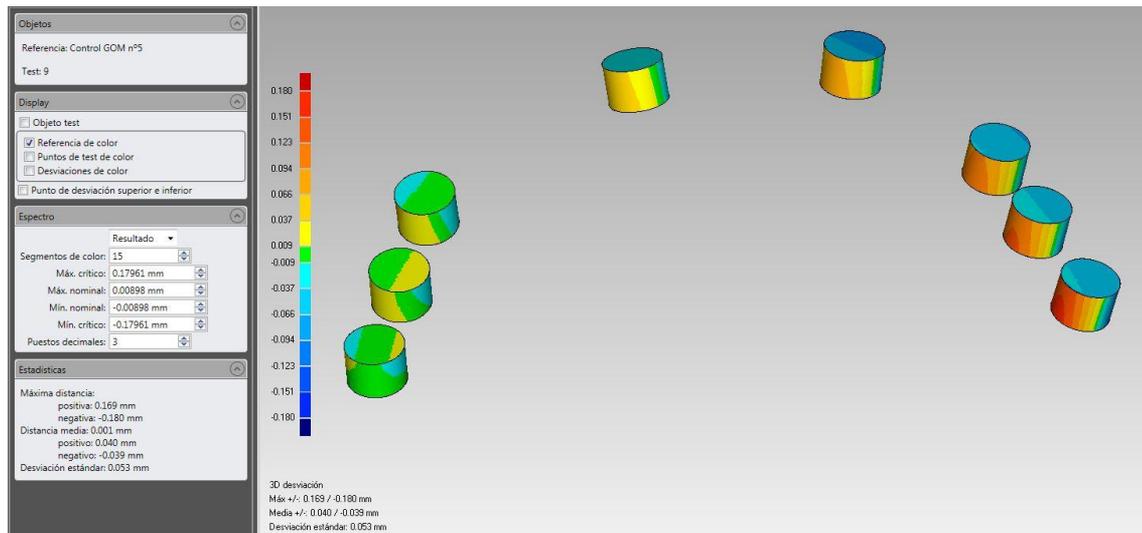
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 7 con el escáner True definition® y el control.



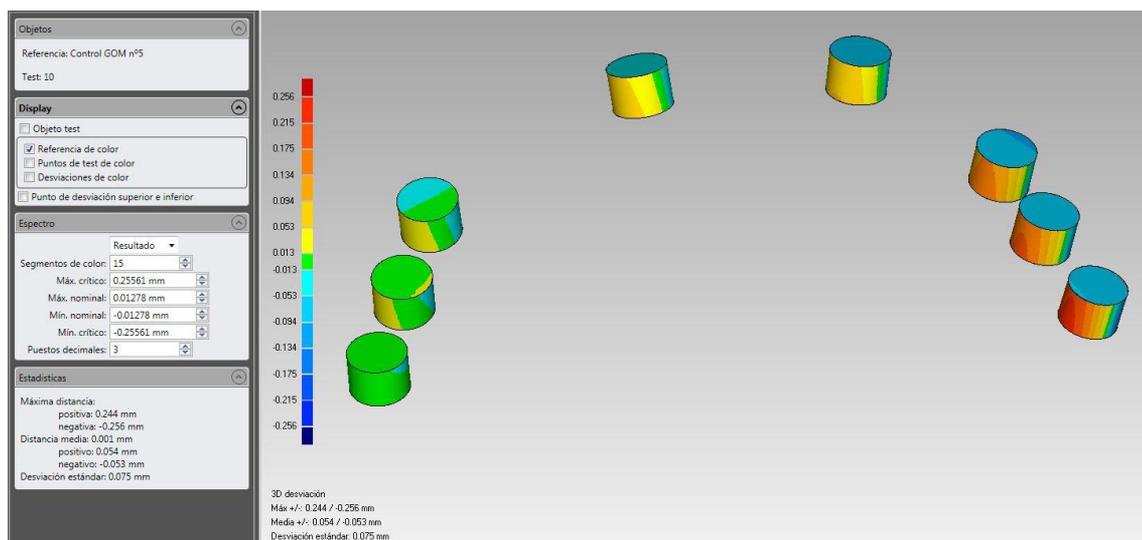
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 8 con el escáner True definition® y el control.



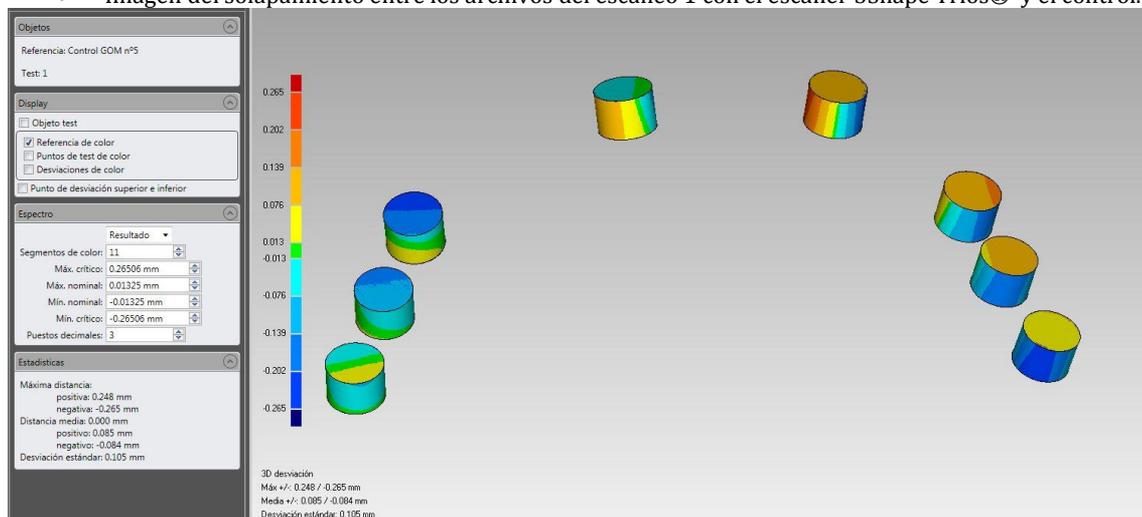
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 9 con el escáner True definition® y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 10 con el escáner True definition® y el control.

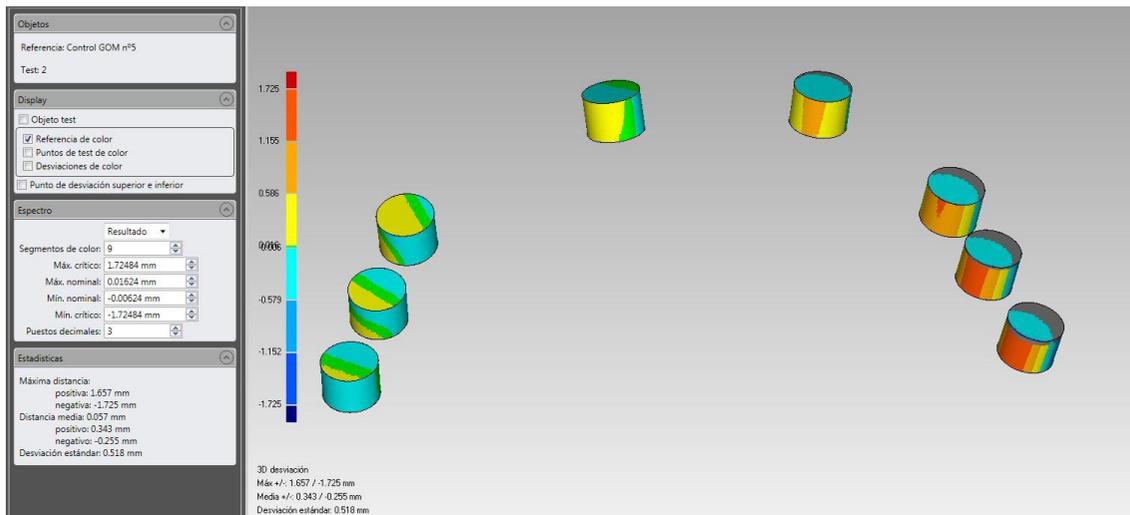


- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 1 con el escáner 3Shape Trios® y el control.

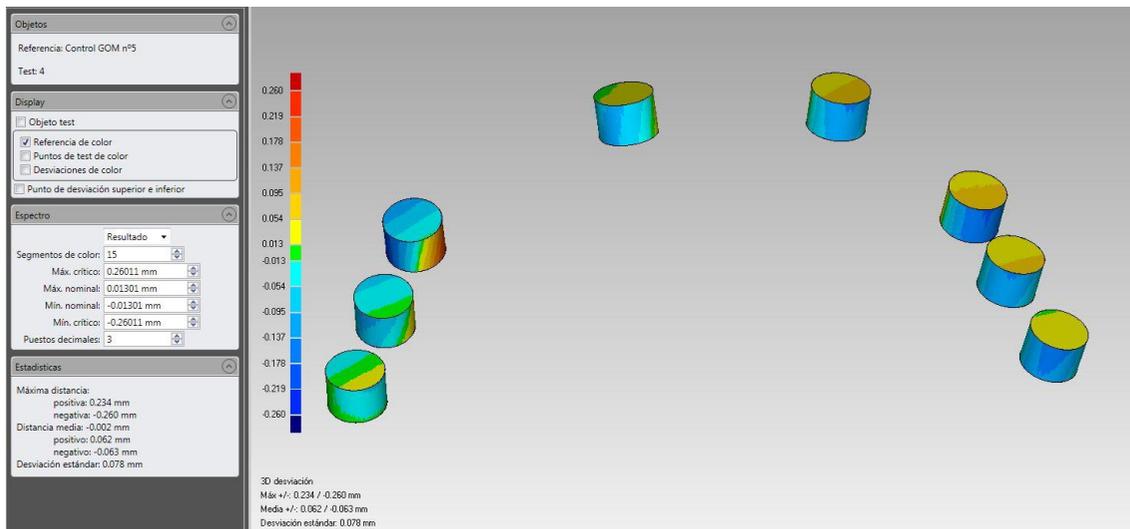


Anexos

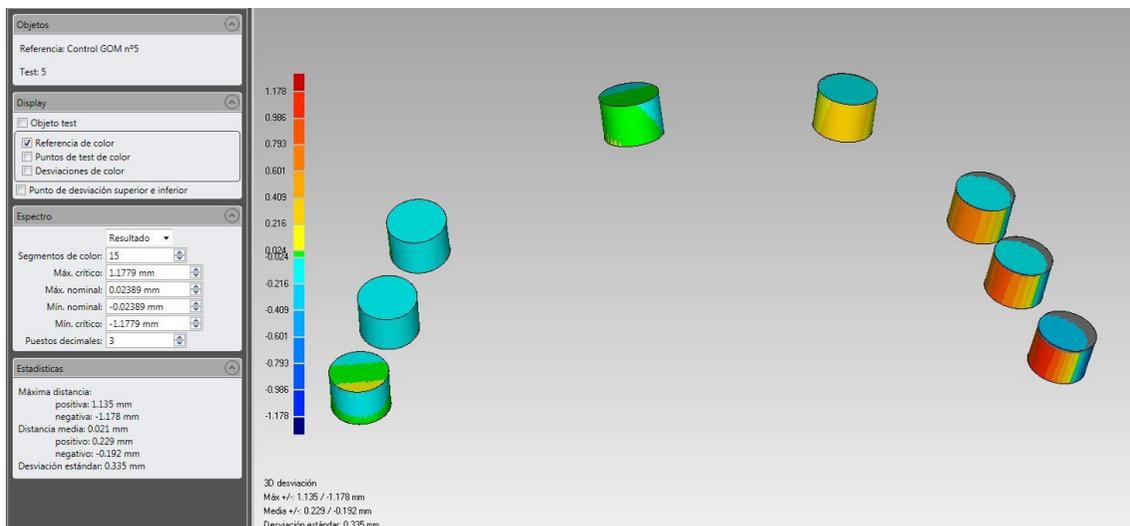
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 2 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



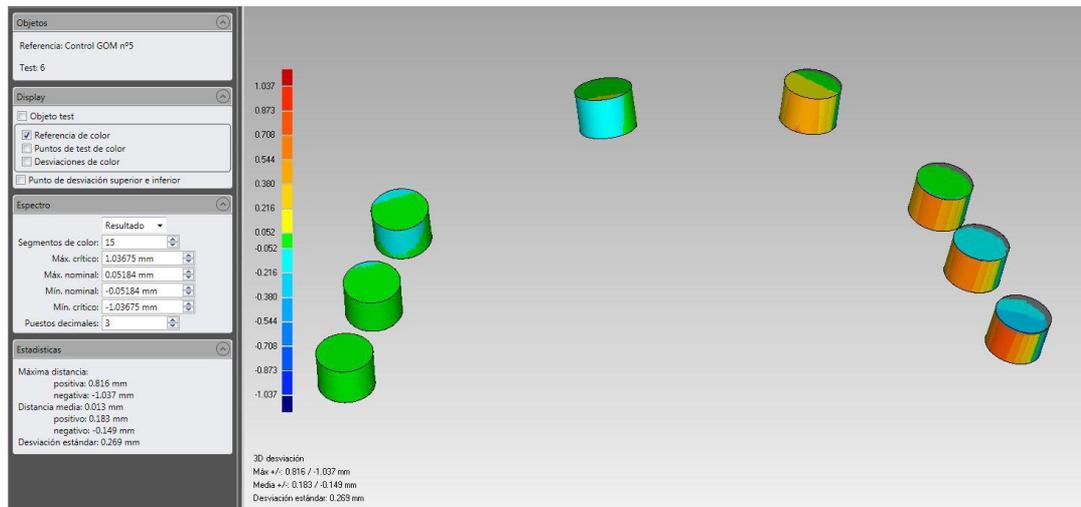
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 3 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



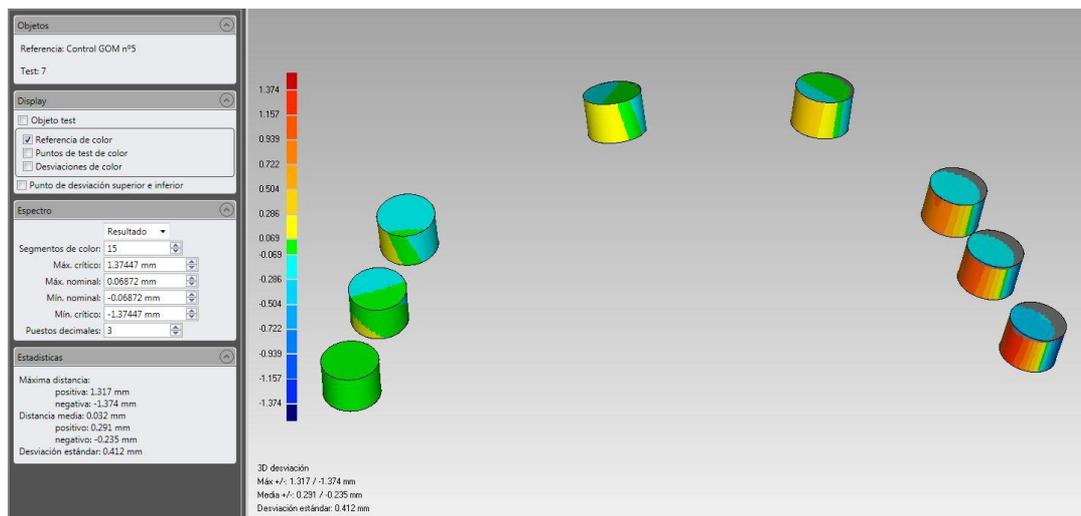
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 4 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



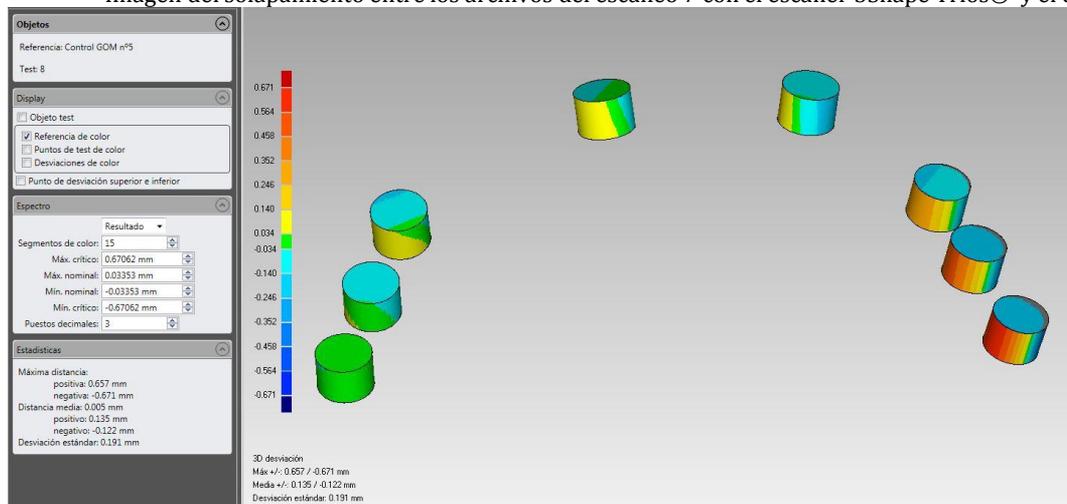
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 5 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



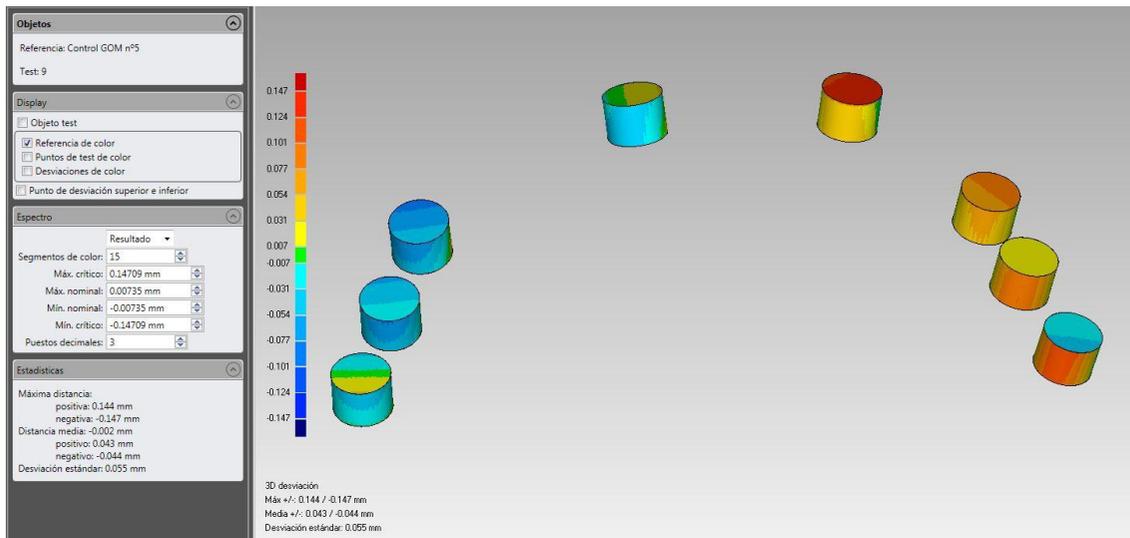
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 6 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



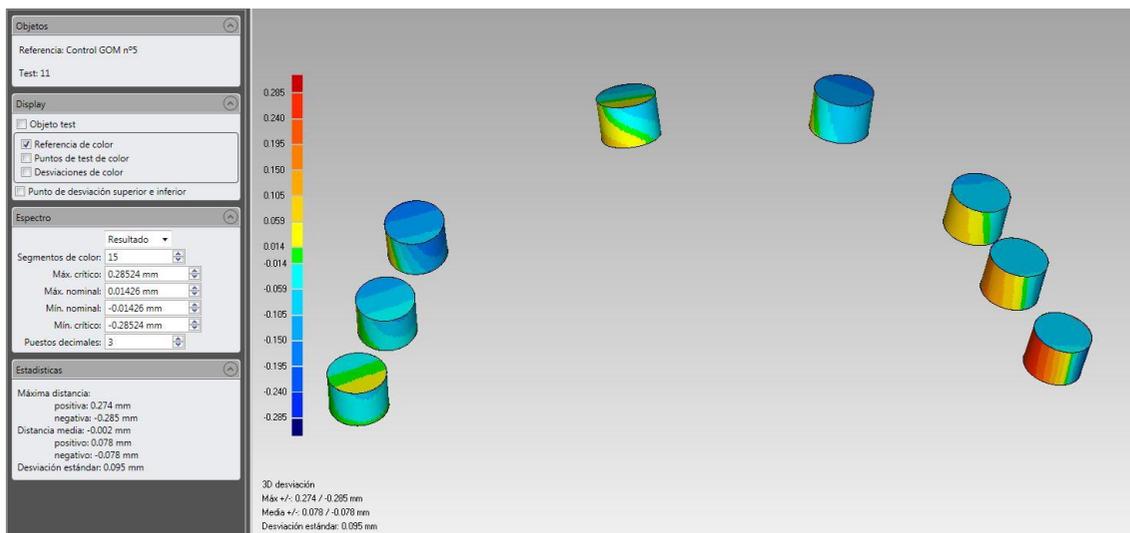
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 7 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



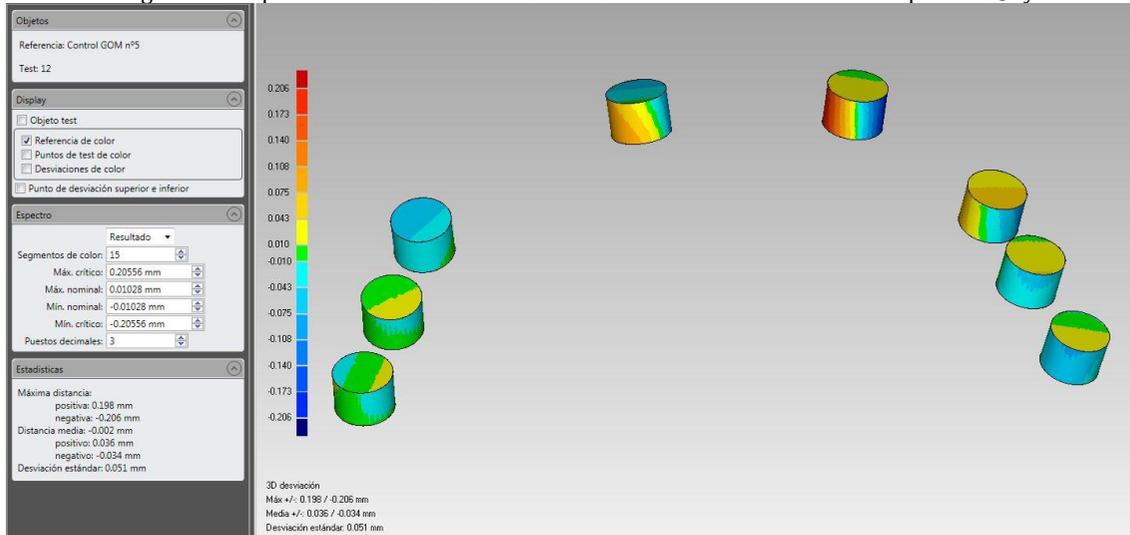
- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 8 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 9 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



- Imagen del solapamiento entre los archivos del escaneo 10 con el escáner 3Shape Trios® y el control.



10.5 Anexo V. Tabla de valores de imprecisión máxima y desviación estándar para el estudio de la reproducibilidad

| Sistema | Marca escáner | Escaneado | Imprecisión máxima | Desv. Estándar |
|---------|---------------|-----------|--------------------|----------------|
| i | GO | 1 | 13 | 5 |
| i | GO | 2 | 14 | 3 |
| i | GO | 3 | 11 | 4 |
| i | GO | 4 | 12 | 4 |
| i | GO | 5 | 0 | 0 |
| i | GO | 6 | 11 | 4 |
| i | GO | 7 | 10 | 3 |
| i | GO | 8 | 11 | 4 |
| i | GO | 9 | 17 | 4 |
| i | GO | 10 | 21 | 7 |
| EX | SH900 | 1 | 49 | 18 |
| EX | SH900 | 2 | 40 | 11 |
| EX | SH900 | 3 | 61 | 14 |
| EX | SH900 | 4 | 105 | 22 |
| EX | SH900 | 5 | 28 | 9 |
| EX | SH900 | 6 | 50 | 16 |
| EX | SH900 | 7 | 35 | 12 |
| EX | SH900 | 8 | 244 | 53 |
| EX | SH900 | 9 | 19 | 8 |
| EX | SH900 | 10 | 55 | 17 |
| EX | SH810 | 1 | 30 | 8 |
| EX | SH810 | 2 | 23 | 7 |
| EX | SH810 | 3 | 28 | 9 |
| EX | SH810 | 4 | 28 | 9 |
| EX | SH810 | 5 | 27 | 10 |
| EX | SH810 | 6 | 23 | 8 |
| EX | SH810 | 7 | 44 | 12 |
| EX | SH810 | 8 | 30 | 9 |
| EX | SH810 | 9 | 30 | 9 |
| EX | SH810 | 10 | 47 | 17 |
| IN | TD | 1 | 135 | 39 |
| IN | TD | 2 | 225 | 63 |
| IN | TD | 3 | 222 | 64 |
| IN | TD | 4 | 223 | 67 |
| IN | TD | 5 | 266 | 77 |
| IN | TD | 6 | 224 | 64 |
| IN | TD | 7 | 243 | 69 |
| IN | TD | 8 | 214 | 65 |
| IN | TD | 9 | 180 | 53 |
| IN | TD | 10 | 256 | 75 |
| IN | SHTr | 1 | 265 | 105 |
| IN | SHTr | 2 | 1725 | 518 |
| IN | SHTr | 3 | 260 | 78 |
| IN | SHTr | 4 | 1135 | 335 |
| IN | SHTr | 5 | 1037 | 269 |
| IN | SHTr | 6 | 1374 | 412 |
| IN | SHTr | 7 | 671 | 191 |
| IN | SHTr | 8 | 147 | 55 |
| IN | SHTr | 9 | 285 | 95 |
| IN | SHTr | 10 | 206 | 51 |

10.6 Anexo VI. Carta de aprobación del estudio



Barcelona, 13 de febrero de 2013

Sra. Marta Serrat Barón
Av. República Argentina, 183-185, 3º 2ª
08023, Barcelona

Estimada Sra.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en la su sesión del 8 de febrero de 2013, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Se acuerda admitir a la Sra. Marta Serrat Barón al Periodo de Investigación del Doctorado en Odontología.

Se acuerda aprobar el Proyecto de Tesis titulado "Evaluación in vitro de la precisión de los escáneres de uso en la odontología digital y la confección de estructuras para prótesis sobre implantes", y nombrar al Dr. Santiago Costa Palau como Director de la Tesis y al Dr. Josep Cabratosa como Codirector.

Adicionalmente, se le informa que la normativa de la UIC establece que debe obtener una evaluación favorable del Comité de Ética en la Investigación, antes de la puesta en marcha de la investigación.

Aprovecho la oportunidad para saludarla cordialmente,

Jaime Oliver Serrano
Secretario Comisión Académica
Doctorado en Ciencias de la Salud



REGISTRE GENERAL

Sertida
1 / 02 / 85
Data
14 / 02 / 13

10.7 Anexo VII. Carta de aprobació CER



CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: PRT-ELM-2013-04

Versió del protocol: 1.0

Data de la versió: 19/02/13

Títol: "Evaluación in-vitro de la precisión de los escáneres de uso en la odontología digital y la confección de estructuras para prótesis sobre implantes"

Sant Cugat del Vallès, 27 de febrer de 2013

Investigadora: Marta Serrat Barón

Títol de l'estudi: "Evaluación in-vitro de la precisión de los escáneres de uso en la odontología digital y la confección de estructuras para prótesis sobre implantes"

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, respecte als animals, ni atempta contra el medi ambient, ni té conflictes econòmics i d'interessos.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,



Dr. Josep Argemí
President CER-UIC