

COMPORTAMIENTO DINÁMICO DEL COMPLEJO DATs-TEJIDO ÓSEO EN EL PROCESO DE INSERCIÓN A TRAVÉS DE UN EQUIPO DE ALTA TECNOLOGÍA.

Investigadores:

ERIKA VIVIANA AGUILERA DUCUARA

PABLO CESAR CAMACHO FLÓREZ

Asesor Científico

DRA. LILIANA JARA LÓPEZ

Odontóloga especialista en Ortodoncia- Magister en educación

U.M.N.G-UNICIEO – Universidad Santo Tomas

Asesor Metodológico

DRA. LUZ ANDREA VELANDIA

Odontóloga especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar - Doctora en

Investigación

Institución Universitaria Colegios de Colombia – Universidad de Macerata-Italia

Asesor estadístico

Gerardo Ardila

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC
BOGOTA DC
2023-02**

PAGINA DE ACEPTACION

El Trabajo de grado “**COMPORTAMIENTO DINAMICO DEL COMPLEJO DATs-TEJIDO OSEO EN EL PROCESO DE INSERCIÓN A TRAVÉS DE UN EQUIPO DE ALTA TECNOLOGÍA**”. Fue elaborado por **Erika Viviana Aguilera Ducuara, Pablo Cesar Camacho Flórez**, como requisito para optar por el título de especialista en **Ortodoncia y Ortopedia Maxilar**.

La sustentación se llevó a cabo XX de XXXX de 2023

Acta No. XXXXXXXXXXXXX

Dr(a). Liliana Jara López
Asesor(a) Científico(a)

Dr(a). Luz Andrea Velandia
Asesor(a) Metodológico(a)

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico- CICO (BOGOTÁ)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento
Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC

PAGINA DEDICATORIA

Agradecemos infinitamente a Dios por permitirnos la oportunidad de formarnos como profesionales y continuar con nuestros estudios en el momento elegido por él, dándonos la sabiduría y la fortaleza para llevar a cabo todos los objetivos y expectativas que tuvimos desde el inicio y que hoy están culminando.

A nuestros padres agradecemos porque creyeron siempre en nosotros y por el apoyo incondicional que tuvieron, por su compañía, por los alimentos que nos brindaron en noches y madrugadas donde se iba elaborando este anhelado proyecto.

Erika Aguilera, Pablo Camacho

AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Liliana Jara por darnos su visión, su gran apoyo y aporte de conocimientos durante la realización de este trabajo.

A la Dra. Luz Andrea Velandia por su invaluable apoyo durante la realización de este trabajo, su constante compañía y aportes tanto cognitivos como materiales para la realización del presente trabajo.

Al doctor Bernardo Rojas por su amabilidad y asesoría en la para poder seleccionar la muestra de este novedoso trabajo.

A todos los docentes del posgrado que compartieron su conocimiento y calidez durante toda nuestra formación.

¡Mil gracias!

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCION.....	9
1. ASPECTOS TEORICO- CIENTIFICOS	21
1.1 Planteamiento del problema	21
1.2 Justificación	24
1.3 Propósito	25
1.4 Antecedentes	25
1.5. Marco teórico conceptual.....	27
1.5.1. Dispositivos de anclaje temporal	27
1.5.2 Espuma de poliuretano rígido	29
1.5.3 Sistemas de navegación dinámica	30
1.5.4 Contacto interfaz hueso-DATs.....	32
1.5.5 Estabilidad primaria.....	32
1.5.6 Densidad mineral ósea.....	33
1.5.7 Métodos para medir la estabilidad primaria	34
1.6 OBJETIVO GENERAL Y ESPECIFICOS.....	38
2. ASPECTOS METODOLOGICOS	39
2.1 Tipo de estudio	39
2.2 Objeto de estudio	39
2.3 Material objeto de estudio.....	39
2.4 Unidad de observación	39
2.5. Muestra	39
2.6 Criterios de selección	40
2.6.1 Criterios de Inclusión	40
2.6.2 Criterios de exclusión	41
2.7 PROCEDIMIENTO	42
2.7.1 Operacionalización de las variables	42
2.7.2 Protocolo de preparación del bloque de Sawbones y fijación de los marcadores radiopacos.....	43
2.7.3 Diseño de los Dispositivos de anclaje temporal	47

2.7.4 Numeración de los Dispositivos de Anclaje temporal	49
2.7.5 Sistema de navegación dinámica	50
2.7.6 Preparación previa del procedimiento de navegación dinámica	52
2.7.7 Protocolo de rastreo y colocación de DATs	54
2.7.8 Obtención de imágenes para análisis	60
2.8 ASPECTOS ETICOS.....	62
2.9 ANALISIS ESTADISTICO.....	62
3. RESULTADOS.....	63
4. DISCUSIÓN.....	71
5. CONCLUSIONES.....	76
6. RECOMENDACIONES.....	77
7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	78

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Cálculo de la muestra	85
Figura 2.	Esquema de modelo del bloque de PU	86
Figura 3.	Delimitación de las zonas de fijación de dientes e inserción de DAT	87
Figura 4.	Fresa cilíndrica cuya parte activa mide 10mm	88
Figura 5.	<i>Perforaciones realizadas en el bloque de PU para fijación de dientes</i>	89
Figura 6.	Incisivos y caninos inferiores naturales	90
Figura 7.	PMMA usado en la fijación de los dientes en las cavidades	91
Figura 8.	Dientes naturales fijados al bloque de espuma de poliuretano rígido	92
Figura 9.	DAT para uso en sistema rotatorio	93
Figura 10.	DAT para uso en sistema rotatorio dinámico vista superior	94
Figura 11.	Mandril portaimplantes	95
Figura 12.	Fichas técnicas en las capsulas de los DATs	96
Figura 13.	DATs etiquetados previo al procedimiento de inserción	97
Figura 14.	Componentes de Navident®	98
Figura 15.	Vista panorámica de imagen tomográfica del modelo	99
Figura 16.	Modelo ajustado al soporte metálico	100
Figura 17.	Instrumental para navegación	101

Figura 18.	Motor OsseoSet 200	102
Figura 19.	Planeación de inserción de los DATs	103
Figura 20.	Planeación de inserción de los DATs	104
Figura 21.	Calibración de los marcadores radiopacos	105
Figura 22.	Calibración completada de un marcador radiopaco.....	106
Figura 23.	Registro en el software al terminar la calibración de los marcadores	107
Figura 24.	Verificación de la calibración del bloque mediante el software	108
Figura 25.	Imagen TCRC del bloque de poliuretano con DAT insertados.....	109
Figura 26.	Comparación entre la ubicación planeada y la inserción final de los DATs generada por la herramienta <i>Evalunav</i> ®	110
Figura 27.	Diseño DAT de 1,7x7mm	111
Figura 28.	Diseño DAT de 1,7x9mm	112
Figura 29.	Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x7mm .	113
Figura 30.	Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x9mm .	114
Figura 31.	Secuencia de inserción de DATs de 1,7x7mm	115
Figura 32.	Secuencia de inserción de DATs de 1,7x9mm	116

INDICE DE VIDEOS

<u>Video 1.</u>	<u><i>Apertura de las cavidades en el bloque de PU</i></u>		117
<u>Video 2.</u>	<u><i>Procedimiento de Inserción DAT #1</i></u>		118

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Operacionalización de las variables 119

Tabla 2. Valores de angulación planeada y final de los DATs medidos en Evalunav® 120

Tabla 3. Valores descriptivos de longitud y angulación de inserción de los DAT 121

Tabla 4. Relación entre la angulación obtenida con la longitud final de los DATs 122

INDICE DE GRAFICOS

Grafico 1. Gráfico box-plot de la comparación de la precisión de angulación 123

Grafico 2. Gráfico box-plot *de la comparación de la precisión en longitud de inserción* 124

GLOSARIO

DATS (DISPOSITIVOS DE ANCLAJE TEMPORAL): Aditamentos fabricados en titanio grado 5 que permiten crear una resistencia al movimiento dental mediante anclaje absoluto, de acuerdo con su tipo de inserción pueden ser autoroscantes o autoperforantes.

BIOMECÁNICAS: Procedimientos estratégicos en la implementación de la práctica ortodóncica que permiten control del movimiento dentario provocando cambios biológicos en el periodonto.

ESPUMA DE POLIURETANO RÍGIDO (PU): Es un material sintético termoestable que simula el hueso esponjoso y cortical humano, que muestra un comportamiento tensión-deformación similar al hueso trabecular.

ANISÓTROPO: Propiedad de la materia donde las cualidades de esta como la elasticidad, pueden variar según la dirección en que es explorada.

SISTEMA DE NAVEGACIÓN: Técnica usada en el área implantología lo cual permite la colocación de implantes dentales, mediante una guía asistida por computador con la finalidad de tener un alto grado de precisión durante el procedimiento.

SISTEMAS DE NAVEGACIÓN DINÁMICA: Tecnología realizada mediante la incorporación de un software que permite la visualización y rastreo en tiempo de real los procedimientos de colocación de implantes dentales y DATs en determinada

zona anatómica, se realiza planeación medio de una tomografía previa junto con herramientas del software.

SISTEMA DE NAVEGACIÓN ESTÁTICO: Técnica convencional realizada en donde la planificación es llevada a cabo mediante una guía quirúrgica con previa tomografía.

MODULO ELÁSTICO: Medida que determina la elasticidad de un material de acuerdo con la tensión aplicada y deformación efectuada.

DENSIDAD ÓSEA: Cantidad de minerales por volumen de hueso, determina la dureza de este tejido.

ESTABILIDAD PRIMARIA: Fijación obtenida por un DAT inmediatamente después de su inserción.

TORQUE: Momento generado tras un esfuerzo de torsión o tensión en un material o hueso

lb/ft³: Libras por pie Cubico, unidad de densidad.

TCRC: Tomografía computarizada de rayo cónico

HIDROXIAPATITA: Es el tejido orgánico principal del hueso que se compone de cristales de fosfato cálcico.

MARCADORES RADIOPACOS: Guías o blancos que son reconocidos por el sistema de navegación con la finalidad de ubicar la posición exacta del sitio de inserción de los DATs y los Implantes Dentales

NAVIDENT: Sistema de Navegación dinámica.

EVALUNAV: Software accesorio que por medio de superposición de imágenes tomográficas con la planeación digital mide la desviación en precisión en cuanto profundidad, angulación y orificio de entrada de colocación de implantes y DATs.

CLARONAV: Casa matriz a la que pertenecen el sistema de navegación dinámica Navident® y el software Evalunav®.

DICOM: Medios de formato de intercambio de imágenes tomográficas

Ncm: Newtons por centímetro, unidad de Fuerza

RPM: Revoluciones por minuto, unidad de frecuencia

INTRODUCCION

Los dispositivos de anclaje temporal (DATs) han marcado un antes y un después en la práctica ortodóncica dado que proveen una resistencia al movimiento o anclaje absoluto y ayudan a realizar alternativas biomecánicas en determinadas situaciones de tratamiento (1). Estos pueden clasificarse en biológicos o biocompatibles, entre los biológicos se encuentran los dientes anquilosados y dientes dilacerados, los biocompatibles se dividen a su vez en óseointegrados y de retención mecánica, los primeros resultan siendo los implantes palatinos y los dientes anquilosados, entre los DATs de retención mecánica se encuentran los DATs, los alambres de fijación y las mini-placas (2). Se encuentra una amplia evidencia científica (3, 4, 5, 6) que ha investigado los DATs, enfocándose en la interacción con el tejido, su comportamiento bajo fuerzas, situaciones clínicas, pruebas de resistencia de las diferentes aleaciones, establecimiento de parámetros ideales para su inserción y su tasa de éxito. Existen estudios que han buscado describir el comportamiento en el hueso durante la inserción de los DATs por medio de los distintos medios imagenológicos como radiografía, tomografía y microfotografía, sin embargo, estos presentan una limitante ya que su documentación se da de manera estática.

Estudios recientes (7, 8) han usado espuma de poliuretano rígido (PU) para realizar comprobaciones In Vitro del comportamiento de DATs, este material se encuentra en bloques de diferentes densidades que se comporta como hueso humano de

distintas zonas de maxilar y mandíbula permitiendo observar el comportamiento de DATs en distintos métodos de inserción y densidades óseas.

A inicios de los años 2000 se implementaron los sistemas de navegación para cirugía, los cuales hacían uso de tomografía computarizada óptica, sobre estas se planeaban los sitios de perforación con intención de cuidar las estructuras anatómicas. Las ayudas digitales han tomado gran importancia en la odontología actual especialmente enfocadas en la microcirugía endodóntica, cirugía oral e implantología. La implementación de la TCRC con su alta calidad de imagen hizo posible la creación de los sistemas estáticos, los cuales permiten el diseño de guías quirúrgicas para ser impresas, así como el manejo de navegación dinámica (9). Los sistemas de navegación computarizada se dividen en dos tipos: Estática y dinámica, esta última reconoce el sitio de inserción y el instrumental rotatorio el cual es rastreado durante el procedimiento, este permite visualizar en pantalla la ubicación, trayectoria y profundidad de la fresa o implante sobrepuesto en la ubicación planeada (10). Su avance ha llevado a realizar diferentes tipos de estudios entre los que se encuentran comparativos, demostrando que, entre la colocación de implantes a mano alzada, con sistema estático y dinámico el ultimo muestra mejores resultados en cuanto a la desviación angular y la profundidad de inserción, al mismo tiempo se ha evidenciado que este permite al clínico poco experimentado realizar la colocación con una precisión muy similar a la de cirujanos experimentados (11).

Por esta razón resulta de interés documentar la inserción de los DATs de manera dinámica y describir el comportamiento entre el tejido óseo y estos dispositivos.

En el estudio de Rodríguez y cols. (12) comprobaron el efecto de los sistemas de navegación estática en la colocación de DATs bicorticales encontrando que esta tecnología también permite una colocación precisa de estos dispositivos. Sin embargo, no se reporta en la literatura científica el uso de sistemas de navegación dinámica en conjunto con la inserción de DATs, también resulta de interés el potencial de esta tecnología y su capacidad de visualización para estudiar el comportamiento de los DAT internamente en el proceso de inserción.

Para comprobar esto se desarrolló un estudio de modelo In Vitro. Para la inserción de los DAT, se implementó el uso de un bloque de PU características mecánicas de hueso humano de zona mandibular, este a diferencia del hueso cadavérico animal no se deshidrata mostrando el comportamiento característico requerido para el análisis de resultados. Se delimitaron secciones en el bloque de PU en las que se fijaron dientes naturales al hueso representando una situación clínica para que sirvieran como marcadores radiopacos para calibrar la pieza de mano con el sistema de navegación dinámica (13), se obtuvo tomografía de este bloque y mediante el software propio del sistema de navegación se planearon las inserciones de DATs con diferentes longitudes y diámetros, posteriormente se realizó la inserción y se documentó con ayuda del sistema el comportamiento de este tejido óseo en el proceso de inserción, finalmente se realizó tomografía posterior a la inserción de los

DATs para comparar y analizar la precisión de la inserción además de correlacionar su diseño estructural con lo registrado por el sistema de navegación dinámica.

1. ASPECTOS TEORICO- CIENTIFICOS

1.1 Planteamiento del problema

La práctica clínica en ortodoncia y ortopedia maxilar es ampliamente dependiente de la disponibilidad de anclaje que se define como la resistencia de un cuerpo al desplazamiento. El control de anclaje es fundamental para el tratamiento exitoso con aparatología fija, el movimiento dental ortodóncico ha sido limitado a la acción y reacción de fuerzas mecánicas reciprocas (3).

Un dispositivo de anclaje temporal (DATs) es un elemento que se fija temporalmente al hueso con propósito de mejorar el anclaje ortodóncico y puede ser retirado después de usarlo. Pueden ser localizados de manera transósea, subperióstica o endósea y pueden fijarse al hueso ya sea mecánicamente (estabilizado corticalmente) o bioquímicamente(osteointegrado). La implementación de los DATs ha hecho posible el “anclaje infinito” que se define como aquel que no muestra movimiento (cero pérdida de anclaje).

Algunas características de un dispositivo de anclaje ideal son: de uso sencillo, de bajo costo, carga inmediata, dimensiones pequeñas, puede resistir fuerzas ortodóncicas, inmóvil, no requiere colaboración del paciente, biocompatible y proporciona resultados clínicamente equivalentes o superiores cuando se comparan con sistemas de anclaje tradicionales (2).

Los DATs están compuestos por: Un Cuerpo (Parte activa del DAT), perfil transmucoso y cabeza (Punto de aplicación de la fuerza en el momento de la inserción) (5). La mayoría de los DATs disponibles actualmente están fabricados en aleación de titanio grado V aunque también pueden encontrarse en acero quirúrgico, estos ofrecen ciertas ventajas para el desarrollo de esta tecnología gracias a sus propiedades mecánicas, alta resistencia a la corrosión, baja densidad específica, elevado punto de fusión (14).

Los DATs actualmente se utilizan en diversas mecánicas de anclaje para el tratamiento de las maloclusiones. Se ha identificado que las fuerzas excesivas en el hueso circundante a estos dispositivos pueden causar necrosis, comprometer su estabilidad e incluso fracturas del dispositivo. Por lo tanto, el comportamiento en general de los DATs nos da información precisa a cerca de la estabilidad e integridad de estos. (15). Entre los factores inherentes a estos dispositivos que afectan su comportamiento de inserción están el diseño del cuerpo, la aleación y la modalidad de la inserción, en cuanto a las variables biológicas que pueden influir en el comportamiento de inserción se encuentra el tipo de hueso y su densidad dependientes de la zona anatómica donde se ubicaran los DATs (16).

Los estudios de tipo In Vitro tienen como finalidad conocer efectos o resultados de determinadas intervenciones antes de ser realizadas en humanos. Entre estos se encuentran aquellos que se realizan en hueso cadavérico tanto de origen humano como animal, pero las observaciones obtenidas exhiben falta de confiabilidad dado

que estos medios presentan cambios de calidad durante el tiempo, además seleccionar varias muestras de hueso con características iguales no siempre es alcanzable. La espuma de PU se ha producido como un medio de prueba alternativo al hueso humano, ha sido usado en estudios de prueba biomecánicas como las de implantes dentales (17,18) ya que presenta características mecánicas y propiedades similares al tejido óseo, este presenta un medio ideal para este tipo de pruebas ya que es fácil de usar, tiene una constitución simétrica y puede adquirirse según las especificaciones requeridas.

La odontología se ha visto beneficiada del avance tecnológico, en cada especialidad se han desarrollado nuevas tecnologías con fin de lograr mejores resultados en los procedimientos. Recientemente en el campo de la implantología se han implementado los sistemas de navegación asistidos por computador, estos se clasifican en dos tipos: Estáticos y dinámicos; ambos se valen de tomografías computarizadas las cuales se cargan en los sistemas para que sobre las imágenes sean planeados los sitios de colocación de los implantes ajustando parámetros como la profundidad y la angulación. Los sistemas de navegación estáticos permiten la impresión de guías quirúrgicas con los ajustes dados en la planeación que son usadas en boca del paciente para la colocación de los implantes (19), en la navegación dinámica es necesario el uso de marcadores de referencia ubicados sobre el paciente y en el instrumental rotatorio a utilizar con el fin de calibrarlos mediante sensores propios del sistema y que en pantalla sea mostrada la ubicación y dirección de la fresa o implante de acuerdo a la planeación previa hecha en

tomografías(20). Este método ha demostrado ser más preciso y tener un alto porcentaje de exactitud en relación con los métodos de navegación estática. Se han realizado estudios (12, 21) en donde utilizan los sistemas de navegación estáticos para la inserción de DATs reportando resultados favorables, pero no se encuentra literatura científica donde se reporte el uso de navegación dinámica para la inserción de DATs describiendo el comportamiento dinámico de la interfaz hueso- DAT durante el momento de inserción, por tal motivo surge como pregunta de investigación: ¿Cuál es el comportamiento dinámico del complejo DAT- tejido óseo en el proceso de inserción a través de un equipo de alta tecnología?

1.2 Justificación

Uno de los avances más novedosos en la práctica ortodóncica ha sido la introducción de los Dispositivos de anclaje temporal (DATs); entre sus características más relevantes se puede enunciar que son elementos mínimamente invasivos y han permitido ampliar la posibilidad de su uso en las mecánicas en tratamientos ortodóncicos.

La importancia de realizar estudios IN VITRO previo a la experimentación en seres humanos permite tener una simulación aproximada a la respuesta biológica y permite determinar variables como efectos adversos, comportamientos favorables y resultados cercanos, etc. Así mismo con la implementación de nuevas tecnologías digitales como los sistemas de navegación y su precisión comprobada en la

colocación de implantes dentales y en el campo de la endodoncia de los cuales no se ha reportado uso en colocación de DATs. Este estudio generó conocimiento sobre el comportamiento de esta tecnología en combinación con la inserción de DATs para marcar un punto de partida en este campo de investigación y que el ortodoncista empiece a considerar esta herramienta en su práctica clínica, por otra parte, también se busca aprovechar esta tecnología para observar y describir como es el comportamiento de los DATs durante su inserción en un bloque de PU con características mecánicas de hueso mandibular.

1.3 Propósito

Por medio de este estudio se tiene la finalidad de aportar científicamente al desarrollo académico explorando las aplicaciones de los sistemas de navegación dinámica en la práctica ortodóncica de acuerdo con situaciones clínicas que lo ameriten y a su vez que se dé la iniciativa de integrar nuevas tecnologías a la práctica.

1.4 Antecedentes

Diversos estudios han evaluado algunos hallazgos a nivel de tejido óseo por medio de navegación dinámica quirúrgica haciendo uso de modelos sintéticos similar al hueso humano, donde localizan puntos de referencia radiopacos fijados al modelo, como es el estudio de Knott en el 2006 (22), el cual tienen como referencia el uso

de marcadores de titanio que sirvieron como blancos quirúrgicos, estos fueron fijados a una réplica de cabeza humana simulada con espuma de poliuretano rígido Sawbones (Sawbone, Division of Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, WA, USA) donde se insertaron a nivel del etmoides anterior y esfenoides, usaron imágenes tomográficas y un sistema de navegación quirúrgica para evaluar errores al momento de la precisión al localizar un instrumento en un espacio tridimensional al realizar una intervención quirúrgica.

Este tipo de estudios no han sido realizados para evaluar la inserción de DATs, entre los abordajes más cercanos se evidencian estudios realizados en la inserción implantes dentales como el de Block y cols. en el 2017 (20), en este se realizó una comparación de dos métodos para la colocación de implantes dentales; el primer método uso tomografías para el diseño asistido y elaboración de guías estáticas, el segundo método consiste en un sistema de navegación dinámica que tiene tres marcadores fiduciales de superficie. Sugieren que se debe tener presente de acuerdo a el caso para tomar la decisión si realiza navegación dinámica o una guía estática guiada por tomografías. Pellegrino y cols. en su revisión sistemática y metaanálisis (23) quisieron determinar la precisión de la inserción de los implantes a mano alzada y la técnica estática guiada por computador evaluando el fracaso de estos donde se observó una mayor fiabilidad de la técnica de navegación dinámica. En otro estudio de Stefanelli y cols. en 2019 (24) reportaron el uso de un sistema de navegación dinámica asistida por computadora patentado como Navident®, este puede rastrear la posición en tiempo real de elementos como fresas, guías y los

mismos implantes durante el proceso de inserción. Este estudio retrospectivo observacional In Vivo tiene como objetivo evaluar la precisión de la inserción de 231 implantes dentales previo a la utilización de CBCT como método de planificación quirúrgica y guía dinámica, tras la colocación de los implantes dentales se obtuvo otra CBCT con fines de determinar la posición de cada implante, concluyeron que los resultados obtenidos demuestran una precisión superior a la realizada en estudios In Vivo para guías estáticas y otros sistemas de navegación(24).

1.5. Marco teórico conceptual

1.5.1. Dispositivos de anclaje temporal

El anclaje dental representa una gran limitación en los tratamientos ortodóncicos debido a la respuesta reciproca de los dientes a las fuerzas, se han introducido diferentes métodos para utilizar como anclaje entre los cuales se encuentran el anclaje extraoral e intraoral (25, 26), pero estos métodos no proporcionan una resistencia al movimiento absoluta. Desde mediados del siglo XX se inició la búsqueda para desarrollar un anclaje apoyado al hueso, en 1945 se reportó por primera vez el anclaje esquelético en un estudio hecho en canes por Gainsforth y Higley (27), en este insertaron tornillos de vitalio en las mandíbulas de los animales y se aplicó tracción apoyada en estos, el movimiento dental se logró, pero los tornillos fueron expulsados en un tiempo de entre dieciséis a treinta días.

En 1983 Creekmore y Eklund publicaron un reporte de caso de una paciente que presentaba sobrerupción de los incisivos superiores la cual fue tratada con anclaje esquelético dado por la inserción de un tornillo de vitalio insertado justo debajo de la espina nasal anterior el cual fue activado constantemente durante 1 año con hilo elástico al arco, durante este periodo se alcanzó una intrusión de 6mm (28), este estudio marco un precedente y el campo de la investigación en los DATs dio inició. Los estudios realizados han buscado determinar el funcionamiento de estos dispositivos y la interacción con el tejido, analizando los factores que afectan a su éxito (29), como su diseño y las propiedades óseas afectan a su estabilidad primaria (30) y también valiéndose de TCRC a determinar desplazamiento de estos al ser sometidos a carga en la duración de una mecánica específica (31). El uso de DATs como medio de anclaje esquelético se ha vuelto rutinario en la práctica ortodóncica, este abre la posibilidad de tratamiento alternativos, para pacientes quirúrgicos, por ejemplo, quienes ahora se pueden tratar de manera alternativa aprovechando las ventajas biomecánicas de los DATs, estos brindan un mayor control sobre el movimiento dental en los tres planos del espacio, pueden usarse en las diferentes biomecánicas usadas en los tratamientos ortodóncicos para el manejo de diferentes maloclusiones, debido a que aportan un anclaje estable para diferentes movimientos que incluyen intrusión, extrusión, distalización, retracción en masa del sector anterior, tracción de caninos, cierre de espacios posteriores a extracción, corrección de línea media y cambios en el plano oclusal. Los DATs también se han usado apoyados por elementos auxiliares como distalizadores o barra transpalatina buscando ganar anclaje directo o indirecto(32).

1.5.2 Espuma de poliuretano rígido

Los estudios en hueso cadavérico humano o animal han proporcionado información valiosa, pero los resultados no proporcionan fiabilidad dado que estos tejidos sufren cambios en el tiempo como deshidratación y según el tipo de estudio no siempre se logra conseguir una similitud entre las muestras. Dada la necesidad de superar estos obstáculos algunos estudios de implantes dentales y DATs se han realizado en sujetos humanos directamente, sin embargo, otros autores prefieren determinar primero el posible comportamiento de estos dispositivos en muestras animales (4) o en medios sintéticos que asemejan el comportamiento de un tejido biológico (33). El desarrollo de estos materiales se empezó a dar a mediados de los años 90 cuando se buscaba un sustituto del hueso esponjoso humano con fines de pruebas de laboratorio y como medio para entrenamiento de ortopedistas, el material debía imitar la microestructura del hueso trabecular por lo cual se diseñaron tres modelos de espuma de resina de isocianato en diferentes proporciones, encontrando que las tres formulaciones mostraban características similares al hueso humano como tamaño de burbuja similar al de las trabéculas y propiedades mecánicas dentro del rango del tejido (34). Posteriormente se implementó la espuma de poliuretano rígido como material en los estudios, en los cuales se les realizaban pruebas compresivas, torsionales, elásticas encontrando que dependiendo la densidad del material se encontraban diferentes comportamientos comparables a los del hueso esponjoso (35), luego se empezó a diseñar la espuma de PU no solamente en diferentes densidades sino también en espuma abierta o cerrada, se han realizado estudios

en los que comparan diferentes espuma de PU cerradas y abiertas con hueso cadavérico determinando las densidades en las que el material se comporta similarmente al hueso de diferentes regiones anatómicas (36). La espuma de PU ha demostrado ser un material biomimético con similitud al tejido óseo que imita las propiedades mecánicas del hueso esponjoso y cortical, cabe resaltar que este material es homogéneo, menos anisótropo y dada sus propiedades mecánicas similares y microestructura consistente ha sido usado para ensayos de implantes y DATs (37).

1.5.3 Sistemas de navegación dinámica

En la búsqueda de mejorar los procedimientos, precisión y resultados generales de la terapia implantológica se han desarrollado distintos abordajes, técnicas y herramientas. Aprovechando las imágenes tridimensionales sumadas al avance informático se dio el advenimiento de los sistemas guiados por imágenes (SGI) con intención de lograr cirugías menos invasivas, estos eran softwares a los que eran transferidas las TC de los pacientes, estas imágenes eran reformateadas en los diferentes planos anatómicos para proyectar sobre estas los sitios planeados previamente para colocación de los implantes, luego se realizaban perforaciones en guías quirúrgicas en las que también se ubicaban marcadores de referencia, estas eran colocadas en el maxilar a intervenir para que el operador pudiera cambiar la posición del implante interactivamente y lograr la colocación ideada (38), sin embargo los SGI resultaron ser complicados, imprecisos y generando estrés

adicional para el operador y paciente en sus primeras fases de desarrollo. Con la llegada de la tomografía computarizada rayo de cono (TCRC) en combinación con las herramientas de imágenes 3D se ha logrado un mayor alcance en los planeamientos preoperatorios de diferentes procedimientos odontológicos a su vez permitiendo tener en cuenta la cercanía de estructuras anatómicas y las necesidades protésicas (39). Al evaluar los cambios microestructurales del hueso y en el área implantológica se puede evidenciar hallazgos gracias al uso de diferentes herramientas, entre estas se encuentran la implantología asistida por computador la cual permite planear la inserción del implante basándose en imágenes 3D de acuerdo a tomografía TCRC; por otro lado, se pueden nombrar los sistemas de navegación donde se dividen en estáticos y dinámicos, en los segundos, el software junto con un calibrador registra la zona a evaluar por medio del reconocimiento de los dientes remanentes que actúan como de marcadores de referencia de la cavidad oral, posteriormente se ubica una férula termoplástica que conecta los marcadores de referencia con la imagen de la TCRC para iniciar el procedimiento de rastreo en tiempo real de los dispositivos de perforación y los implantes. Los sistemas de navegación dinámica proporcionan eficacia, un alto nivel de exactitud o de precisión para la colocación de implantes dentales, disminuye las posibilidades de eventos adversos ayudando a cuidar la distancia a estructuras anatómicas adyacentes y se elimina la necesidad del uso de guías quirúrgicas como en los sistemas estáticos (10, 13, 19).

1.5.4 Contacto interfaz hueso-DATs

En el estudio de tipo In-Vitro de Jui-Ting y cols. En el 2013 evaluaron el comportamiento tejido óseo-DATs en materiales con características similares al hueso humano donde utilizaron bloques de espuma de poliuretano rígido con diferentes densidades y módulos elásticos que representaban las encontradas en un hueso trabecular y cortical mandibular humano, en estos insertaron implantes de 3.75mmx13mm con carga inmediata y luego calcularon el contacto implante hueso (BIC) y la estabilidad primaria a través de tomografías microcomputadas midiendo variables como valor pico del torque de inserción (ITV), valor de periotest (PTV) y el coeficiente de estabilidad del implante (ISQ).(44)

1.5.5 Estabilidad primaria

La estabilidad del DAT tras ser colocado se denomina estabilidad primaria, cuando ocurre la oseointegración se denomina estabilidad secundaria. Los factores que afectan la estabilidad primaria son: La densidad mineral ósea del sitio de colocación, angulación de la inserción, torque de inserción, diseño del dispositivo, numero de dispositivos usados como unidad de anclaje (6).

1.5.6 Densidad mineral ósea

Existen diferentes clasificaciones para determinar el tipo de hueso de acuerdo con la zona anatómica, su composición, cantidad, calidad y de las propiedades ya sea en el maxilar o la mandíbula.

1.5.6.1 Clasificación de Lekholm y Zarb

En 1985 fueron los primeros en formular un sistema de clasificación ósea, este se mantiene como uno de los más conocidos. Este depende en la cantidad de hueso cortical y esponjoso observado radiográficamente. El tipo I indica que el hueso compacto ocupa una gran parte de la zona uniformemente, en el tipo II se encuentra un área densa de hueso esponjoso en el centro y periféricamente presenta una capa gruesa de hueso compacto, el tipo III consiste de una zona central de hueso esponjoso denso rodeada de un hueso cortical delgado, en el tipo IV se presenta un hueso esponjoso de baja densidad con trabéculas espaciadas rodeado de una delgada capa de hueso cortical.

1.5.6.2 Clasificación de Misch

Formulada en 1987, el autor estableció un sistema de cuatro grupos de acuerdo con la calidad ósea: D1 o cortical Densa encontrado en zona anterior mandibular; D2 o cortical porosa y trabéculas encontrado en zona anterior mandibular, posterior mandibular y anterior maxilar; D3 o cortical Porosa (delgada) y trabéculas finas

encontrado en zona anterior maxilar, posterior maxilar y posterior mandibular y D4 o trabéculas finas encontrado en maxilar posterior (41).

El tipo de hueso sintético a utilizar es una simulación de hueso D2 por lo tanto la espuma de poliuretano rígido debe tener características biomiméticas relacionadas a un hueso D2 humano; debe tener una capa de hueso esponjoso con una densidad de 20 lb/ft³ debajo de una capa de 1mm de hueso cortical de 30lb/ft³ el cual simula la conformación de un tejido óseo tipo D2 como el que se encuentra en mandíbula.

1.5.7 Métodos para medir la estabilidad primaria

1.5.7.1 Métodos invasivos

- 1.5.7.1.1 Técnicas histológicas e histomorfométricas

La histomorfometría se usa como método cuantitativo para establecer el porcentaje de contacto de hueso al implante. Se ha mostrado la cantidad de oseointegración, basándose en el contacto hueso-implante (BIC), es independiente en tiempo de carga y localización.

- 1.5.7.1.2 Análisis de resistencia de torque de corte

Basado en la energía (J/mm^3) requerida para que un motor eléctrico corte una unidad de volumen óseo durante la cirugía de implantes.

- 1.5.7.1.3 Valor de torque de remoción

Este mide el límite de torque crítico cuando el contacto hueso-DAT se rompe, proporciona información del grado de contacto hueso-DAT en determinado implante.

- 1.5.7.1.4 Análisis de torque de inserción

Cuantifica la cantidad de fuerza que se aplica al insertar, consiste en encontrar el valor máximo cuando la cabeza del tornillo contacta la cortical, generalmente es bien aceptado.

- 1.5.7.1.5 Test de resistencia a la tracción (Pullout test)

Mide la fuerza tensional aplicada verticalmente a la superficie ósea en la cual el implante ha sido insertado para halarlo fuera del hueso, diseñada para evaluar el diseño de implantes y la interfaz mecánica entre hueso e implantes.

1.5.7.2 Métodos no invasivos

- 1.5.7.2.1 Análisis radiográfico

Uno de los primeros métodos usados para evaluar los DATs tras ser colocados, la densidad y por lo tanto las propiedades del hueso circundante pueden ser medidas indirectamente mediante estas. Estas imágenes pueden no ser útiles para evaluar DATs ya que rara vez están orientados paralelos al eje longitudinal de los dientes cercanos como en suceder con los implantes dentales.

- 1.5.7.2.2 Análisis de elementos finitos

Simulación matemática basada en las propiedades conocidas de los materiales y los tejidos y para estudiar el estrés y tensión dado por lo DATs.

- 1.5.7.2.3 Prueba de percusión

Método simple basado en la ciencia acústica vibracional y la teoría de respuesta de impacto, se determina la estabilidad basada en el sonido de la percusión realizado con un instrumento metálico, este método es subjetivo y se basa fuertemente en la experiencia clínica.

- 1.5.7.2.4 Forma de onda de oscilación pulsada

Basada en la frecuencia y amplitud de la vibración del implante inducida por una pequeña fuerza de pulso, usada para analizar las características mecánicas vibracionales de la interfaz DAT-Tejido óseo.

- 1.5.7.2.5 Método de impacto de mazo

Realizado con periotest el cual es un método fiable para evaluar la estabilidad, el cual usa una varilla metálica de roscado controlada electrónicamente localizado en una pieza de mano, dado en PTV (valor periotest), se ha mostrado que ni la longitud ni el diámetro influyen la estabilidad primaria.

- 1.5.7.2.6 Análisis de frecuencia de resonancia

Basado en vibraciones del implante con el hueso, estimula el DAT por medio de algún medio mecánica y luego mide el patrón de oscilación del complejo DAT- tejido óseo para determinar la estabilidad. El dispositivo que usa la frecuencia de resonancia es el Osstell Mentor, resultados presentados en coeficiente de estabilidad de implante (ISQ), con rangos entre 1 a 100 (42).

- 1.5.7.2.7 Longitud de contacto óseo

La TCRC recientemente se ha implementado en los tratamientos ortodóncicos que involucran DATs. Dado el alcance de las imágenes en 3D y la posibilidad de observar zonas anatómicas en tres planos puede determinarse la proporción de contacto óseo midiendo la longitud de uno o más pasos de rosca y la cantidad de contacto con tejido óseo observada en dicha superficie, puede realizarse en determinados pasos de rosca a lo largo del cuerpo del DAT para obtener un indicador de estabilidad primaria (43).

1.6 OBJETIVO GENERAL

Describir el comportamiento dinámico del complejo DAT / Tejido Óseo en el proceso de inserción a través de un equipo de alta tecnología.

- Objetivos específicos
 1. Evaluar a través de imágenes secuenciales y videos la inserción dinámica de los DATs hasta lograr su traba mecánica.
 2. Comparar la precisión de los sitios de inserción de DATs planeados inicialmente con los de inserción final del sistema de navegación dinámica.
 3. Evaluar la proporción de longitud de contacto óseo en la interfaz DAT- Tejido óseo resultante de la inserción.
 4. Determinar la relación que existe entre la angulación obtenida y la longitud final de inserción de los DAT.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 Tipo de estudio

Estudio descriptivo-experimental con diseño IN-VITRO.

2.2 Objeto de estudio

Comportamiento de la interfaz DATs – Tejido Óseo

2.3 Material objeto de estudio

Espuma de poliuretano rígido/ hueso sintético.

Dispositivos de anclaje temporal.

2.4 Unidad de observación

Material de rosca insertado/milímetro.

Precisión de inserción en longitud y angulación.

2.5. Muestra

8 dispositivos de anclaje temporal.

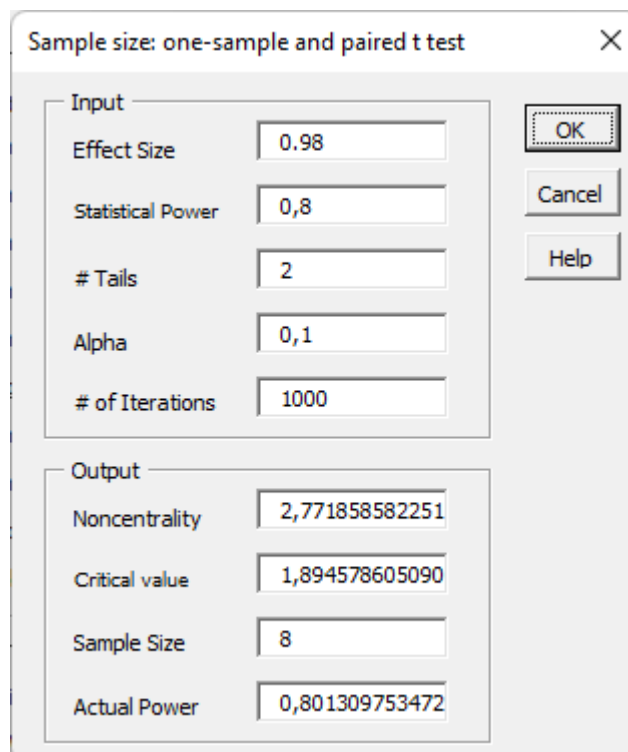
Bloque de poliuretano rígido (Sawbones).

2.5.1 Muestreo

De acuerdo con el software RealStatistics con un efecto de longitud de 0,98 en la d de Cohen, una potencia de 80% indico que para comparar las profundidades de inserción y angulaciones de los DAT la muestra debía respectiva debía ser de 8.

Imagen 1:

Cálculo de la muestra



Sample size: one-sample and paired t test	
Input	
Effect Size	0.98
Statistical Power	0,8
# Tails	2
Alpha	0,1
# of Iterations	1000
Output	
Noncentrality	2,771858582251
Critical value	1,894578605090
Sample Size	8
Actual Power	0,801309753472

2.6 Criterios de selección

2.6.1 Criterios de Inclusión

- Bloque de hueso sintético 170x60x10mm.

- Densidad de 30 lb/ft³ (Libra por pie cubico) en hueso cortical y 20 lb/ft³ en hueso esponjoso.
- DATs de diámetro 1,7mm y longitudes de 7mm y 9mm.
- DATs con paso de doble rosca.
- DATs autoperforantes.

2.6.2 Criterios de exclusión

- Hueso sintético en materiales tipo polímero, hidroxiapatita o cerámicos.
- DATs con tratamiento de superficie.
- DATs de acero inoxidable.

2.7 PROCEDIMIENTO

2.7.1 Operacionalización de las variables

Tabla 1.

Operacionalización de las variables

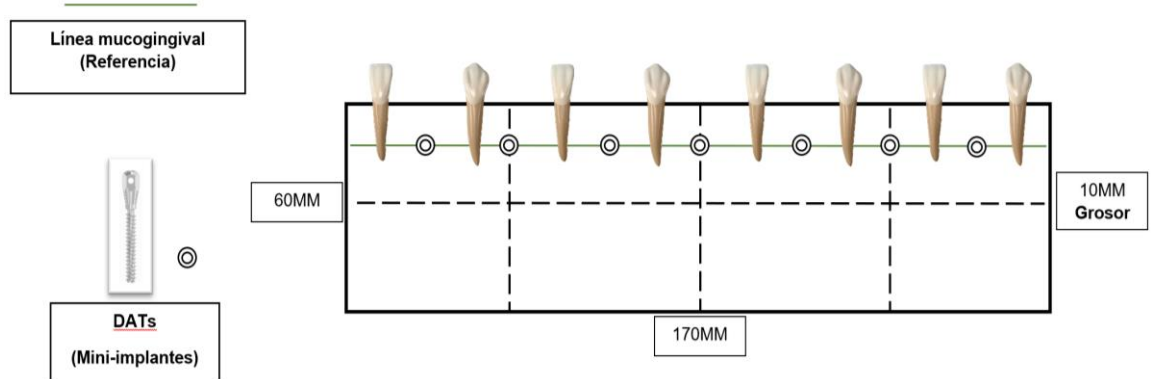
Nombre de la variable	Definición	Tipo de variable	Escala de medición	Instrumento de recolección
DATs	Dispositivos de anclaje temporal	Independiente cuantitativa	Longitud por diámetro en mm	Indicaciones del fabricante
Espuma de poliuretano rígido	Material sintético biomimético con propiedades mecánicas de hueso humano	Independiente-Cualitativa	lb/ft ³	Indicación del fabricante
Precisión	Capacidad del sistema de navegación y el operador para posicionar el DATs acorde a la planificación	Cuantitativa-Dependiente	Longitud en mm	Software Sistema de navegación Tomografía

2.7.2 Protocolo de preparación del bloque de Sawbones y fijación de los marcadores radiopacos

1. Se escogieron dientes naturales de incisivo central y canino inferior izquierdo, 4 de cada uno, estos se usarán como marcadores radiopacos (44).
2. Se distribuirán secciones en los bloques de hueso sintético de 4.25cm que serán marcadas previamente correspondiendo a las zonas donde se insertarán los marcadores radiopacos.
3. Se trazará una línea color verde como referencia a la línea mucogingival a 9mm del borde del hueso sintético.
4. Se abrirán cavidades de 10mm de profundidad y 5mm de diámetro con fresa cilíndrica montada en pieza de alta velocidad irrigando con agua dentro de las cuales se fijarán los marcadores radiopacos, dentro de cada zona delimitada se abrirán dos cavidades en cada sección de inserción, con una distancia de 7mm entre cavidades, para un total de 4 pares de marcadores radiopacos (45).
5. Se insertarán los marcadores radiopacos y se fijarán con PMMA (acrílico de autocurado). Este material se ha usado como relleno de cavidades óseas y no es visible imagenológicamente, esta propiedad permite que no afecte la observación de las acciones realizadas en los bloques. (46,47)
6. Se tomó tomografía (Planmeca ProMax® 3D Plus) al bloque de PU para cargarla en el software de Navident® y realizar la navegación dinámica.

Imagen 2:

Esquema de modelo del bloque de PU



Nota. Especificaciones en largo, ancho y grosor del bloque de PU y ubicación de dientes que funcionaron como marcadores radiopacos para reconocimiento en el sistema Navident®.

Imagen 3:

Delimitación de las zonas de fijación de dientes e inserción de DAT

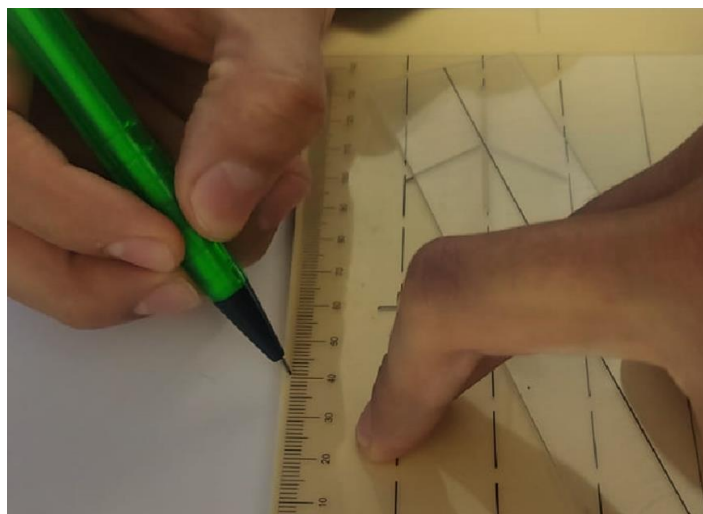


Imagen 4:

Fresa cilíndrica cuya parte activa mide 10mm



Video 1:

Apertura de las cavidades en el bloque de PU



Imagen 5:

Perforaciones realizadas en el bloque de PU para fijación de dientes

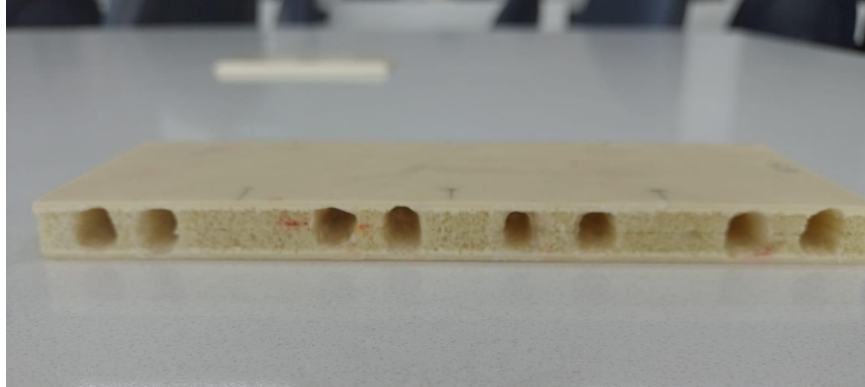


Imagen 6:

Incisivos y caninos inferiores naturales



Nota. Los dientes sirvieron como marcadores radiopacos de reconocimiento para el funcionamiento del sistema Navident®.

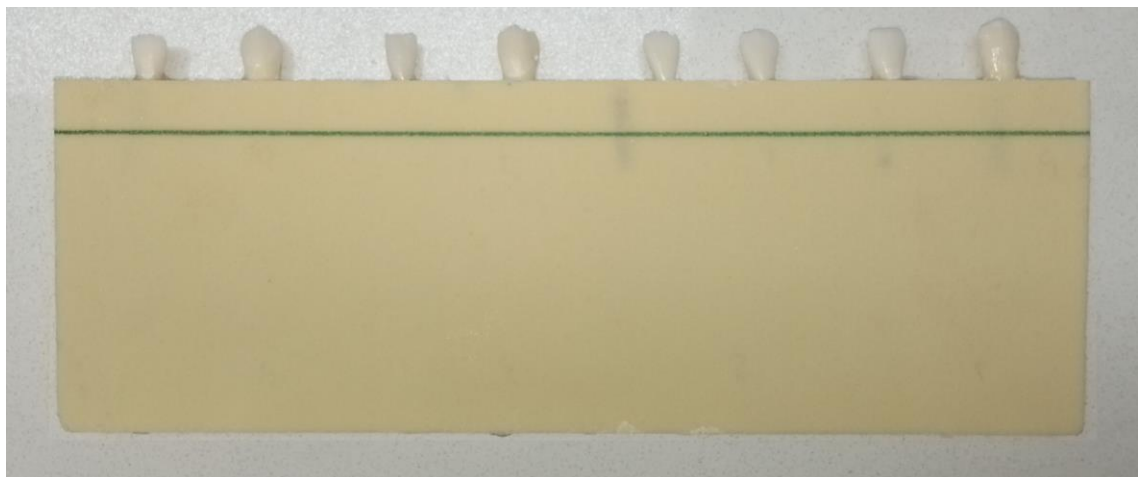
Imagen 7.

PMMA usado en la fijación de los dientes en las cavidades



Imagen 8.

Dientes naturales fijados en el bloque de poliuretano rígido



2.7.3 Diseño de los Dispositivos de anclaje temporal

Debido a que el sistema de navegación dinámica está diseñado para calibrar espacialmente la punta de las fresas con las que se realizan las perforaciones para

implantes dentales además de funcionar con un sensor óptico estereoscópico ubicado encima del área operatoria la cuál no es ideal obstaculizar para su correcto funcionamiento la inserción de los DAT fue realizada con pieza de mano de baja velocidad junto con mandril portaimplantes.

Imagen 9.

DAT para uso en sistema rotatorio



Imagen 10.

DAT para uso en sistema rotatorio dinámico en vista superior



Imagen 11.

Mandril portaimplantes



2.7.4 Numeración de los Dispositivos de Anclaje temporal

Se realizó numeración y etiquetación de los DAT del 1 al 8 con fin de identificarlos durante el procedimiento de inserción y durante el análisis del comportamiento, a los DAT de dimensiones de 1,7mmx7mm se les asigno número impar – 1,3,5,7- y a los de dimensiones de 1,7mmx9mm se les asigno número par- 2,4,6,8.

Imagen 12.

Fichas técnicas en las capsulas de los DAT



Imagen 13.

DATs etiquetados previo al procedimiento de inserción



2.7.5 Sistema de navegación dinámica

El dispositivo de navegación asistido por computador usado fue Navident® de Claronav.

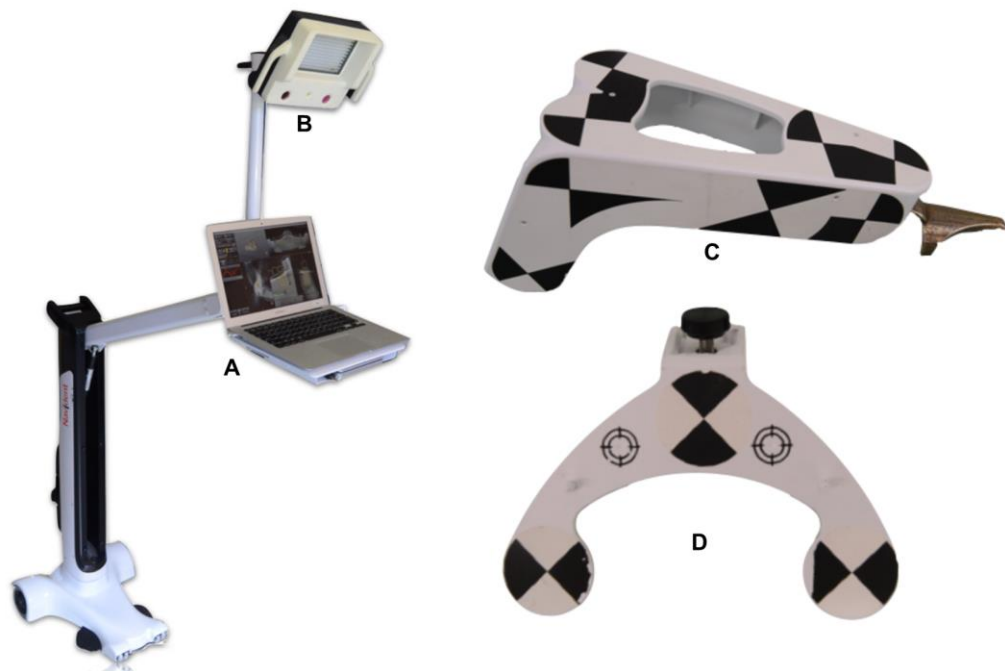
El dispositivo se compone de cuatro elementos:

- A) Un computador en el cual se encuentra el software de navegación que contiene herramientas de planeación y guía dado que muestra en pantalla y en tiempo real la ubicación y orientación de los DAT en la tomografía.
- B) Un sensor óptico que rastrea los patrones blanco y negro en los marcadores de pieza de mano y rastreador mandibular para ubicarlos precisamente en el software durante la navegación.

- C) El marcador de pieza de mano de material plástico que cuenta con un adaptador para colocar pieza de mano.
- D) Marcador mandibular de material plástico con un patrón blanco y negro para ser reconocido por el sensor, en el procedimiento se fijó cerca al bloque de poliuretano con ayuda de aditamentos para practicas del mismo sistema.

Imagen 14.

Componentes de Navident®



*Nota. a) Computador b) Sensor óptico c) Marcador de pieza de mano
d) Marcador mandibular*

Previamente al procedimiento en el bloque de PU los 3 operadores realizaron capacitación en la inserción de DAT asistida por sistema de navegación dinámica realizada en un modelo de maxilar superior con el que contaba el operador I, este

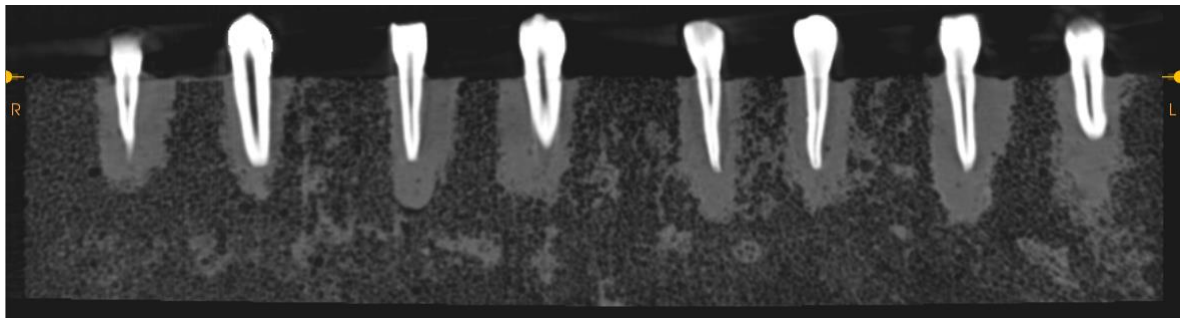
cargo previamente la TCRC en el software de planeación Navident®. El operador I contaba con experiencia en el uso del equipo de navegación dinámica para colocación de implantes dentales y dio una capacitación a los operadores II y III en cuanto al funcionamiento, utilización del sistema y de los calibradores.

2.7.6 Preparación previa del procedimiento de navegación dinámica

Las imágenes DICOM de la tomografía TCRC (Planmeca ProMax® 3D Plus) se descargaron en un computador con el software Navident® y fueron cargadas en el mismo, este proporciona herramientas de planeación y navegación para el funcionamiento del sistema y asistencia en los procedimientos.

Imagen 15.

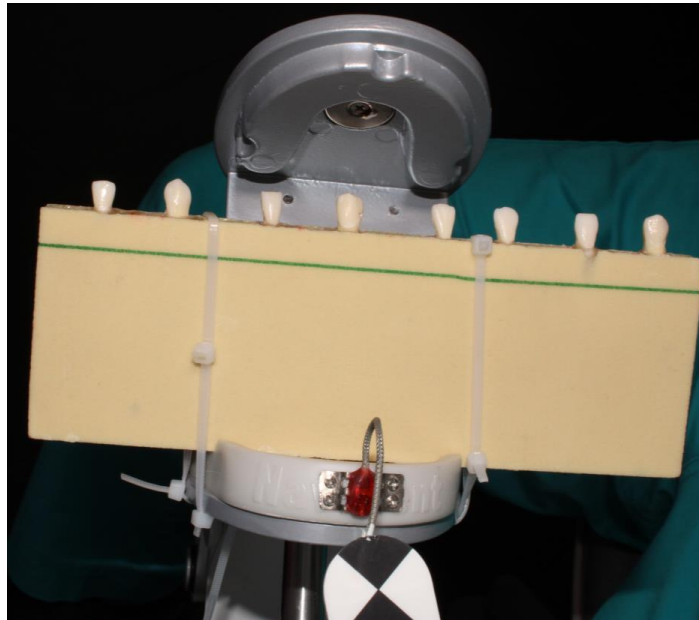
Vista panorámica de imagen tomográfica del modelo



Al apoyacabeza de una unidad odontológica se ajustó un soporte metálico con una plataforma plástica usado en prácticas de navegación dinámica, en este se acomodó el modelo de poliuretano rígido con ayuda de amarres plásticos.

Imagen 16.

Modelo ajustado al soporte metálico.



Para el procedimiento se usó pieza de mano de baja velocidad conectada un motor para cirugía de colocación de implantes OsseoSet 200® configurado para inserción a un torque de 20Ncm y a 400RPM.

Imagen 17.

Instrumental para la navegación



Imagen 18.

Motor OsseoSet 200



2.7.7 Protocolo de rastreo y colocación de DATs

1. Planeación digital de la ubicación de los DATs basada en las imágenes DICOM obtenidas de las TCRC previamente tomadas y cargadas en el software.
2. Calibración del modelo de espuma de PU en la tomografía.
3. Inserción de los DAT realizada con la navegación sobre la planeación virtual previa, el software asiste en el procedimiento y graba registro para analizar el comportamiento dinámico de la inserción.

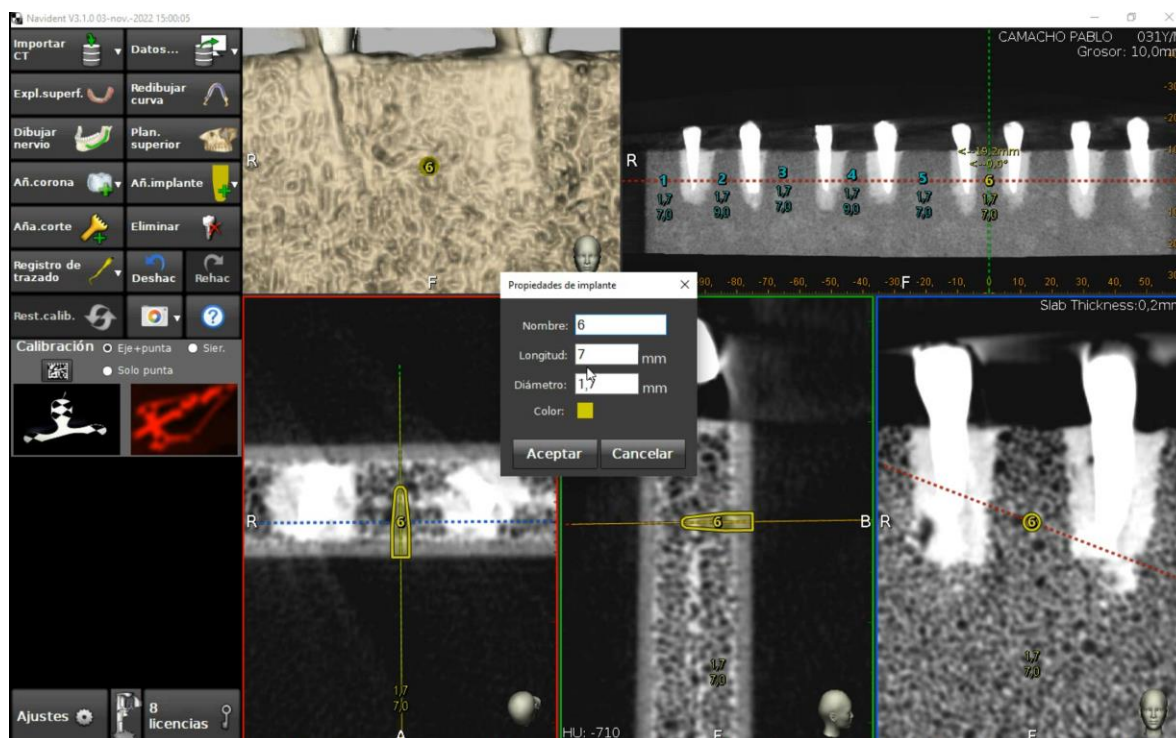
2.7.7.1 Planeación digital de ubicación de DATs

La planeación fue realizada en el software Navident® el cual incorpora la herramienta para configurar las dimensiones de implantes dentales, y en este caso de DAT, de manera grafica sobre las imágenes DICOM previamente cargadas. El orden planeado de inserción fue de derecha a izquierda, y los DAT se insertarían

desde el borde derecho equidistantes a las raíces de los dientes naturales que a su vez sirvieron como marcadores radiopacos. El software permite determinar parámetros como número de orden, dimensiones en longitud y diámetro de los DAT, angulación y altura. Para los DAT insertados se determinó la dirección de inserción perpendicular a la cortical del bloque de poliuretano, el diámetro de 1,7mm para los ocho tornillos, la longitud de inserción determinada fue de 7mm para los DAT número 1, 3, 5 y 7, y de 9mm para los DAT número 2, 4, 6 y 8, finalmente la altura se planeó a 9mm del borde superior para usar la referencia de la línea verde trazada en el bloque de poliuretano rígido, en la vista panorámica del software se pueden observar los parámetros planeados.

Imagen 19.

Planeación de inserción de los DATs



2.7.7.2 Calibración del modelo de espuma de poliuretano

Este paso consistió en sincronizar los sensores del equipo Navident® con el bloque de PU y las imágenes DICOM de la tomografía con fin de tener la ubicación exacta durante la navegación, el operador I realizó la calibración, esto se logra con la punta de bola del trazador colocada perpendicular sobre los marcadores radiopacos a medida vayan siendo solicitados por el software, la punta debe ser localizada exactamente sobre el marcador radiopaco y superficie indicada con una cruz en pantalla, luego se deslizó sobre toda la superficie del diente hasta que el software indicó que se había completado el 100% de la calibración para ese marcador radiopaco, el software solicitó la calibración de los ocho marcadores radiopacos.

Una vez finalizada la calibración se realizó el registro del bloque de PU y se verificó la verificación de la exactitud del contacto entre los marcadores radiopacos y el trazador del sistema de navegación dinámica ubicando el trazador de bola aleatoriamente en diferentes puntos de la superficie de los marcadores radiopacos.

Imagen 20.

Planeación de inserción de los DATs

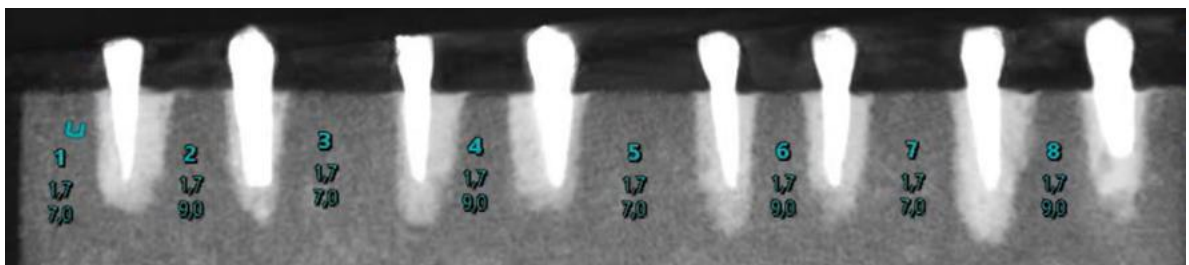


Imagen 21.

Calibración de los marcadores radiopacos

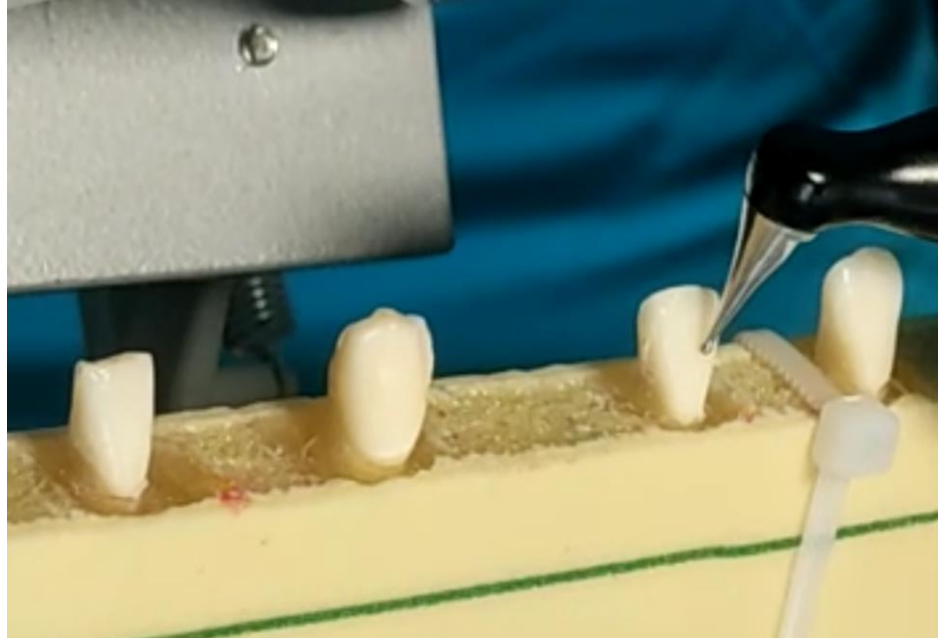


Imagen 22.

Calibración completada de un marcador radiopaco

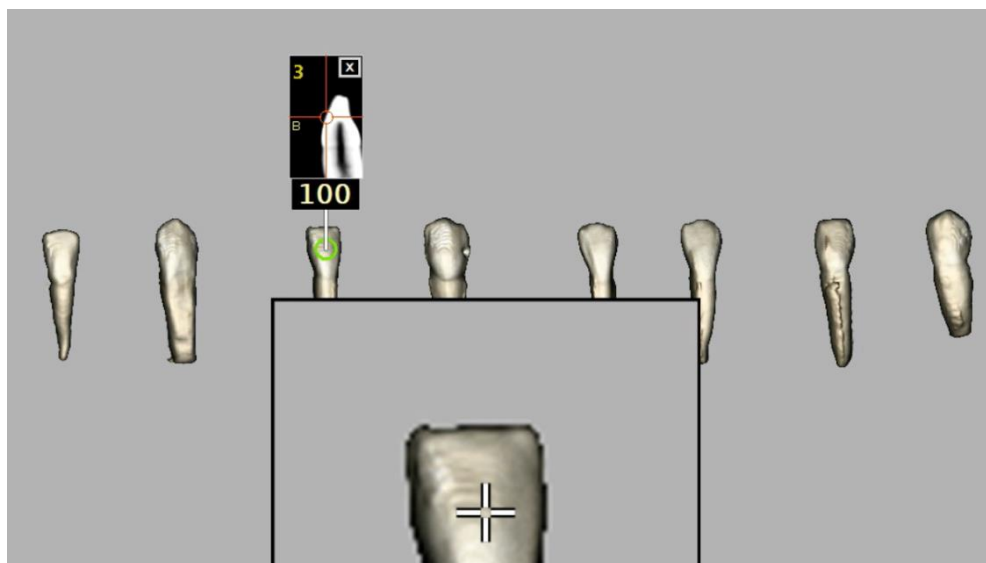


Imagen 23.

Registro en el software al terminar la calibración de los marcadores

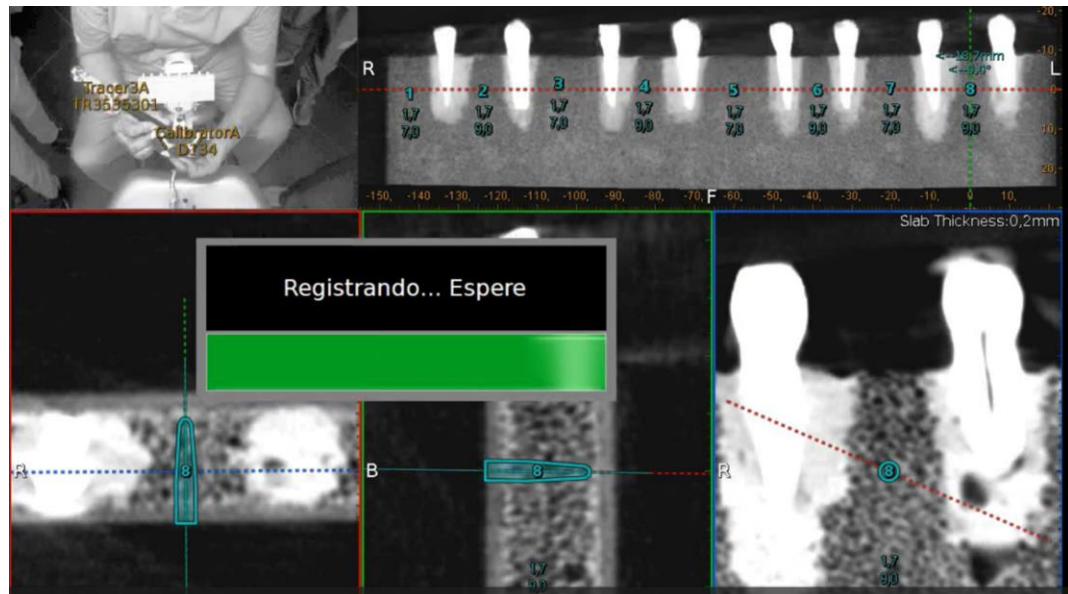
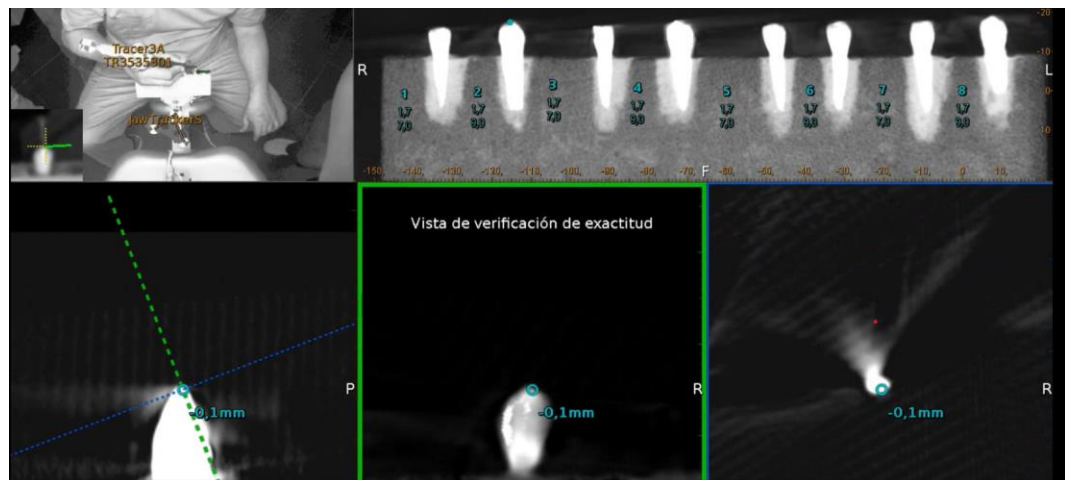


Imagen 24.

Verificación de la calibración del bloque mediante el software

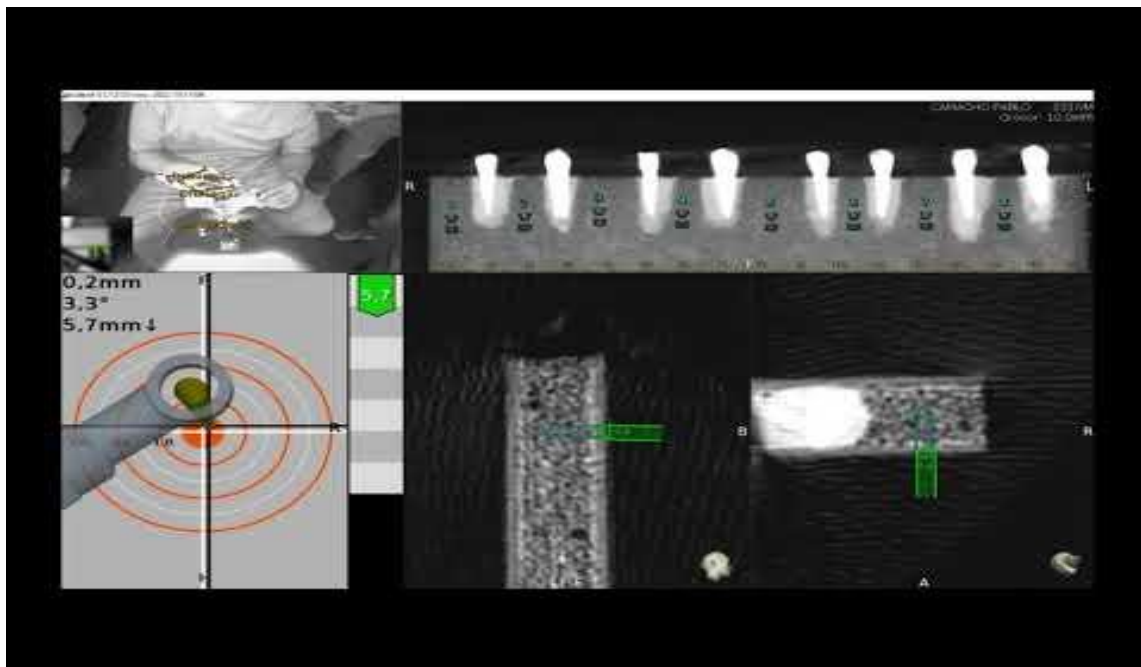


2.7.7.3 Inserción de los DATs

Una vez realizada la planeación virtual y calibración se colocó el marcador de pieza de mano de baja velocidad en esta con ayuda del adaptador incorporado en el marcador, los DAT fueron insertados en el modelo de espuma de PU, los DAT fueron asignados y enumerados de teniendo en cuenta sus dimensiones, el grupo de 1,7mm x 7mm se les asignó número impar – 1,3,5,7- y a los de dimensiones de 1,7mmx9mm se les asignó número par- 2,4,6,8. La inserción se realizó de manera continua por orden numérico. Se realizó la asignación de la inserción número 1, 2, 3, 5 y 7 al operador I, las ubicaciones 4 y 6 al operador II y la ubicación número 8 al operador III. Se acopló el primer DAT en el mandril portaimplantes y antes de colocarlo en la ubicación se verifica la calibración con la punta de este de la misma manera como se hizo con la punta de bola del trazador. El motor portaimplantes inicialmente se ajustó para realizar las inserciones a 20Ncm y 40rpm. La inserción de DAT se realizó con navegación dinámica en el orden asignado, mientras cada operador observaba en pantalla y en tiempo real los parámetros planeados en cuanto a ubicación de entrada, profundidad y angulación.

Video 2.

Procedimiento de inserción de DAT #1



2.7.8 Obtención de imágenes para análisis

El software de Navident® permite la grabación de los procedimientos por esto tras finalizar con la inserción de los DAT se obtuvieron el registro de las imágenes secuenciales de los evidenciado y las inserciones. También se tomó una segunda TCRC al bloque de PU en el mismo equipo del que se obtuvieron las imágenes iniciales (Planmeca ProMax® 3D Plus) y se obtuvieron los DICOM para realizar una comparación entre las posiciones planeadas y las finales de los DAT.

Imagen 25.

Imagen TCRC del bloque de poliuretano con DAT insertados

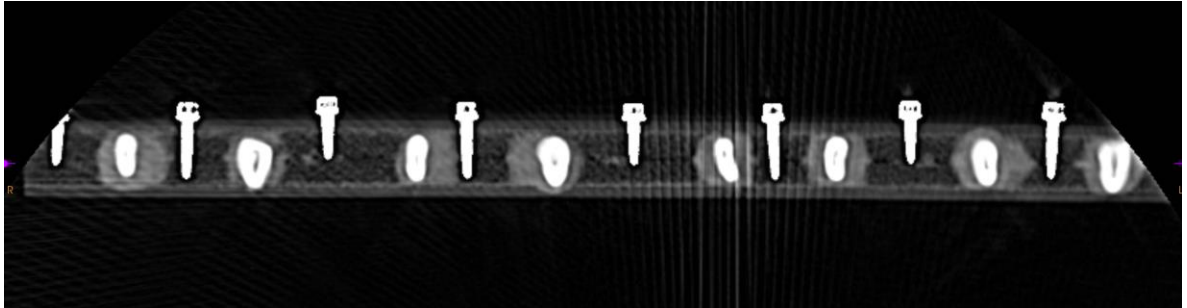


Imagen 26.

Comparación entre la ubicación planeada y la inserción final de los DATs generada por la herramienta Evalunav®



2.8 ASPECTOS ETICOS

De acuerdo con la resolución 8430 de 1993 – Expedida por el Ministerio de Salud de Colombia; se considera que es una investigación sin riesgo. Además de acuerdo con el título V esta investigación se considera apropiada por que se realizara experimentación IN-VITRO.

2.9 ANALISIS ESTADISTICO

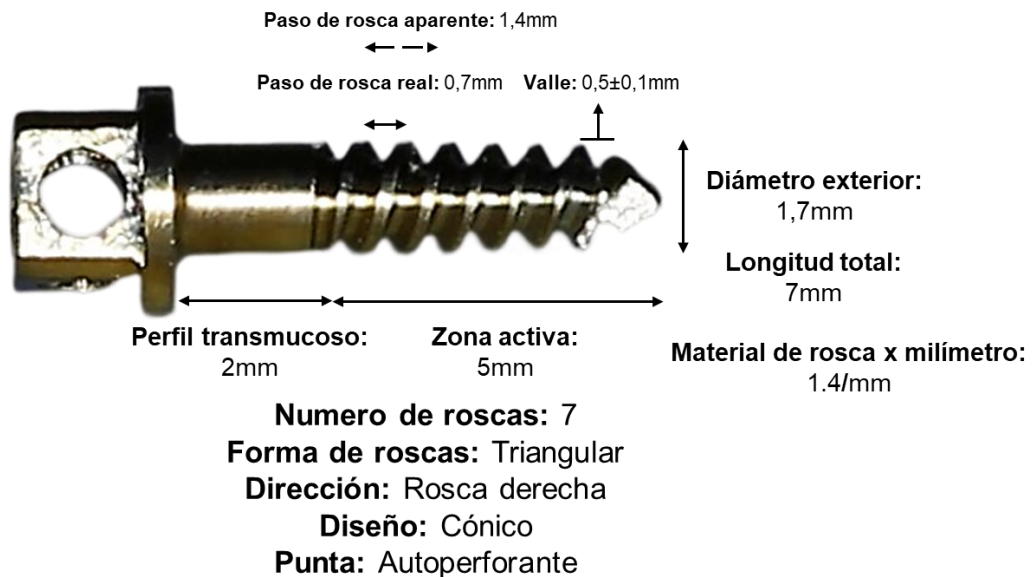
Se uso la prueba de D'Agostino para determinar si los datos tenían distribución normal y respecto a la comparación entre las angulaciones y longitudes finales fueron analizadas con la prueba T pareada. Un valor $p < 0.05$ se consideró estadísticamente significativo. El tratamiento de los datos y el análisis estadístico fue realizado en Excel 365 (Microsoft Company, Redmond, WA, USA) con el software estadístico utilizado Real Statistics (version 8.3).

3. RESULTADOS

La inserción de DATs con sistema de Navegación dinámica permitió identificar el comportamiento de la entrada de roscas milímetro a milímetro en base a las características de los dispositivos.

Imagen 27.

Diseño DAT de 1,7x7mm



Teniendo en cuenta que el indicador de profundidad mostrado en el software Navident® marca por cada franja vertical 1 milímetro de profundidad de inserción, se correlaciono la cantidad de roscas insertadas por milímetro, en los DATs de 1,7x7mm por cada 0,7mm de inserción se da la entrada de 1 rosca en tejido óseo hasta completarse la entrada de 7 roscas a 4,9mm de profundidad (Imagen 29), en

los DATs de 1,7x9mm por cada 0,58mm de inserción se da la entrada de 1 rosca en tejido óseo hasta completarse la entrada de 12 roscas a 6,96mm de profundidad (Imagen 30). La observación de la inserción y la gráfica de profundidad permitió definir que, en los DATs de 1,7mmx7mm por cada milímetro se insertan 1,4 roscas y en los DATs de 1,7mmx9mm por cada milímetro se insertan 1,71 roscas, esta medida se nombra material de rosca.

Imagen 28.

Diseño DAT de 1,7x9mm



Imagen 29.

Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x7mm

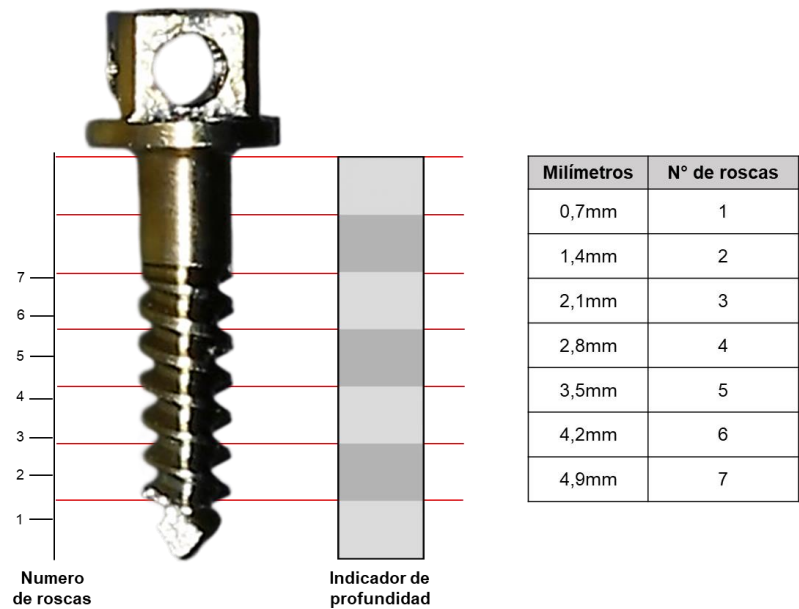


Imagen 30.

Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x9mm

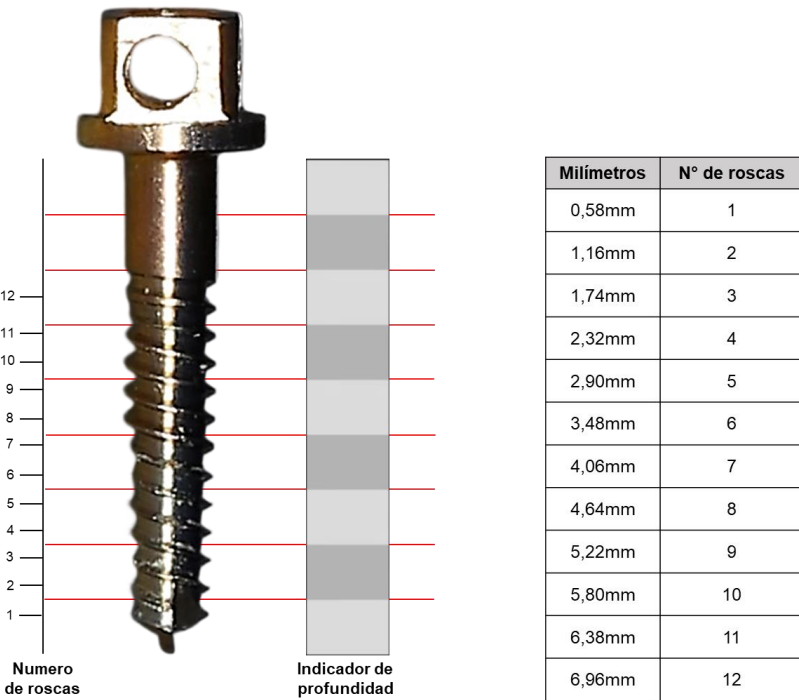
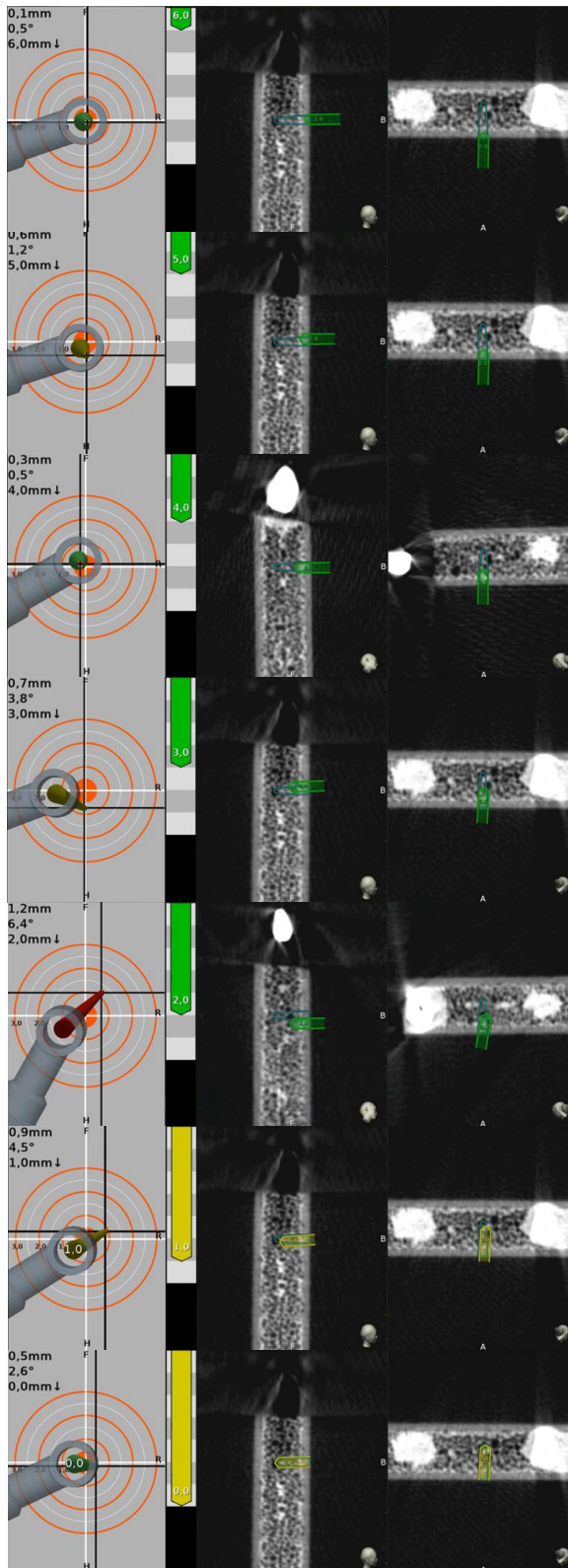


Imagen 31.

Secuencia de inserción de DATs de 1,7x7mm



Por 1mm de inserción contacta 1,4 de material de rosca.

Por 2mm de inserción contacta 2,8 de material de rosca

Por 3mm de inserción contacta 4,2 de material de rosca

Por 4mm de inserción de 5,6 de material de rosca

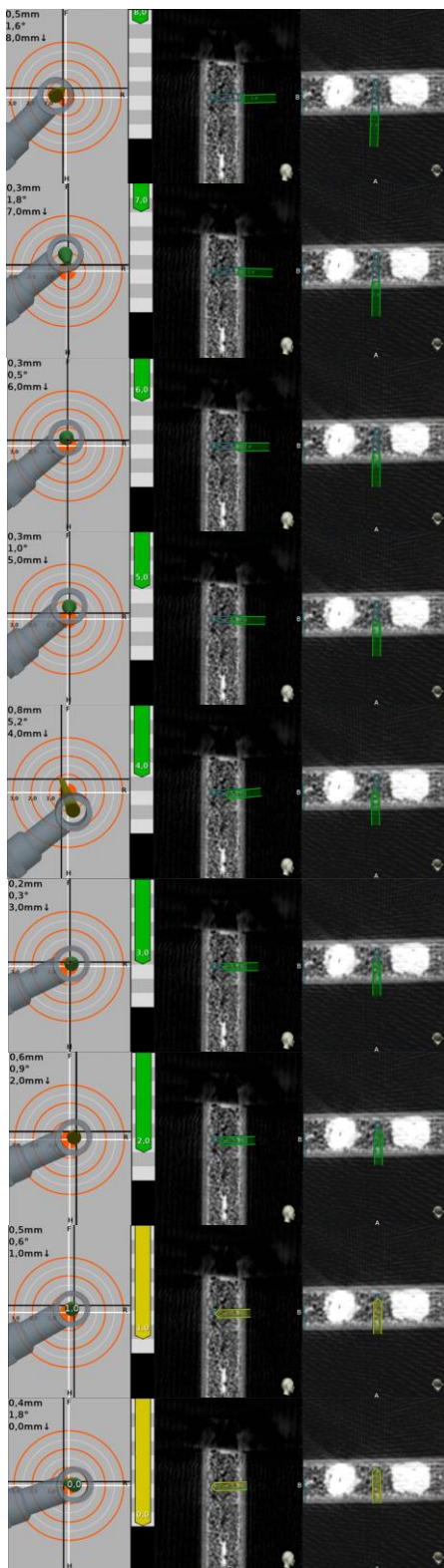
Por 5mm de inserción contacta 7,0 de material de rosca

Por 6mm de inserción entra la zona transmucosa

Inserción completa del DAT hasta la longitud planeada

Imagen 32.

Secuencia de inserción de DATs de 1,7x9mm



Inserción de 1,71 de material de rosca

Inserción de 3,42 de material de rosca

Inserción de 5,13 de material de rosca

Inserción de 6,84 de material de rosca

Inserción de 8,55 de material de rosca

Inserción de 10,26 de material de rosca

Inserción de 11,97 de material de rosca

Inserción de la zona transmucosa

Inserción completa del DAT hasta la longitud planeada

La planeación inicial y la tomografía posoperatoria con la posición final de los DATs se sobrepusieron en el software Evalunav®, por medio de este se realizó la comparación automáticamente teniendo en cuenta los parámetros de angulación y longitud de inserción.

Tabla 2.

Valores de angulación planeada y final de los DAT medidos en Evalunav®

COMPARACION DE LA PRECISION DE INSERCIÓN DE LOS DATs				
DAT	PLANEADO		FINAL	
	ANGULACION (Grados)	LONGITUD DE INSERCIÓN mm	ANGULACION(Grados)	LONGITUD DE INSERCIÓN (mm)
1	90	7	87.09	6.72
2	90°	9	90	8.74
3	90°	7	90	6.16
4	90°	9	86.09	8.57
5	90°	7	88.61	6.28
6	90	9	90	8.79
7	90	7	90	5.74
8	90	9	90	8.17

Tabla 3.

Valores descriptivos de longitud y angulación de inserción de los DAT

	n	Mean	Standard Error	Median	Maximum	Minimum	IQR	p-value
LONGITUD FINAL DAT 7mm	4	6,23	0,20	6,22	6,72	5,74	0,34	0,940
LONGITUD FINAL DAT 9mm	4	8,57	0,14	8,66	8,79	8,17	0,28	0,301
ANGULACION OBSERVADA DAT 7mm (Grados)	4	88,93	0,69	89,31	90,00	87,09	1,77	0,271
ANGULACION OBSERVADA DAT 9(Grados)	4	89,02	0,98	90,00	90,00	86,09	0,98	0,001

En cuanto a la longitud de inserción final de los DATs los de 7mm presentaron diferencia significativa mientras que los de 9mm no presentaron diferencia significativa. Según el análisis no se observa correlación entre la longitud de inserción y la angulación final de los DAT, estos resultados sugieren que la precisión

en la angulación no parece verse afectada por la longitud de los DAT al ser insertados con navegación dinámica. Basados en estos resultados se observa que la inserción de DATS con la navegación dinámica ofrece una alta precisión entre la angulación y la longitud planeada en relación con la final.

Tabla 4.

Relación entre la angulación obtenida con la longitud final de los DAT

		LONGITUD FINAL (7)	LONGITUD FINAL (9)
n		4	4
Mean		6,23	8,57
lower		5,58	8,12
upper		6,87	9,02
p-value		0,031	0,054
ANGULACIÓ N FINAL (7)	Mean	88,93	
	rho	-0,90	
	p-value	0,096	
ANGULACIÓ N FINAL (9)	Mean	89,02	
	rho		0,26
	p-value		0,742

Gráfico 1.

Gráfico box-plot de la comparación de la precisión en angulación

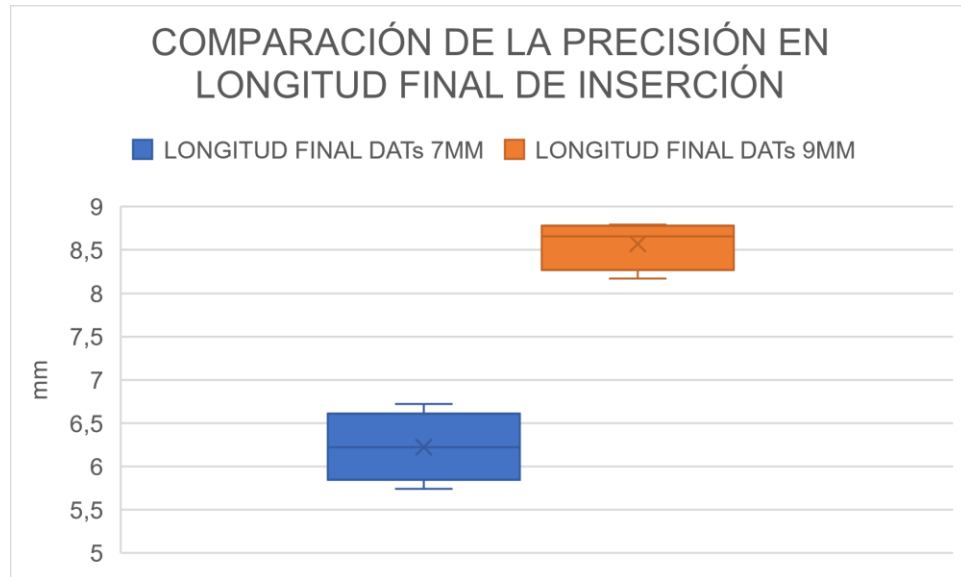
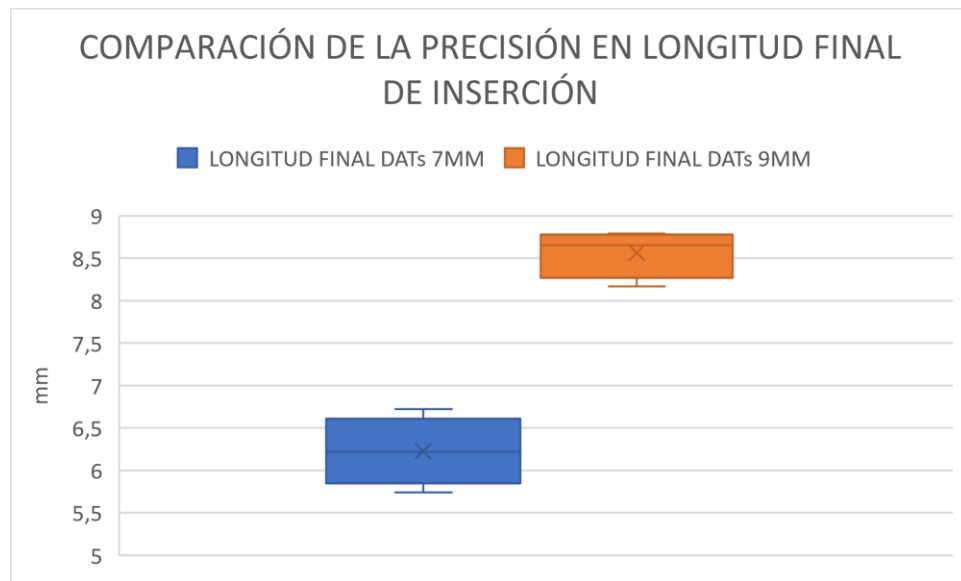


Gráfico 2.

Gráfico box-plot de la comparación de la precisión en longitud de inserción final



4. DISCUSIÓN

En el presente estudio se buscó describir dinámicamente la inserción de DATs en un hueso biomimético de características según su densidad D2 esto mediante la utilización de un equipo de alta tecnología que brinda la información en tiempo real por medio de un sistema de navegación dinámica que cuenta con unos sensores que sincronizan y muestran al operador la información captada del procedimiento a través de un software que permite el control de la inserción de los DATs en los tres sentidos del espacio; el procedimiento fue realizado en hueso sintético de espuma de PU rígido el cual es un material avalado para realización de estudios experimentales en el campo biomédico en la colocación de implantes, estudios recientes buscaron comparar los sistemas de navegación estática y dinámica; Mediavilla y col. evaluaron la precisión por medio de estos dos sistemas en la colocación de implantes, dentro de los resultados se observó que no hay diferencias estadísticamente significativas en la precisión entre ambos (10), por otra parte en el presente estudio se buscó comparar la precisión del sistema de navegación dinámica en la inserción de DATs, esto debido a que no se reportan estudios previos que soporten el uso de esta herramienta de navegación dinámica en la colocación de DATs.

En el procedimiento se plantearon los parámetros del motor de implantes a 400Rpm y 20Ncm como fue indicado por Jara y cols. en 2021(48), sin embargo, al realizar el

procedimiento algunas inserciones presentaron inconvenientes que requirieron una reinserción debido a que los DATs no se lograron insertar completamente dejando roscas expuestas lo cual puede generar desalojo a largo plazo del DAT o periimplantitis y no corresponde a lo ideal en una situación clínica. En consecuencia fue necesario cambiar los parámetros del motor de implantes usando los reportados por Al-Obaidi y Nadir en su estudio in-vitro de 2016 (49) donde realizaron la inserción de 80 DATs ortodoncicos en tibia bovina de dos marcas distintas de 1.8x10mm, similares a los usados en el presente estudio, haciendo uso de sistema rotatorio; los parámetros del motor de implantes fueron 900rpm con 50Ncm de torque, de este modo se consiguió realizar la inserción de los DATs hasta su longitud planeada. Se considera que la inserción incompleta inicial con los primeros parámetros pudo deberse al diseño estructural de los DATs usados en el presente estudio los cuales son de doble rosca lo que indica que al momento de ser insertados se debe manejar con un mayor torque de inserción y a su vez se debe aumentar las rpm, un hallazgo similar fue evidenciado en el estudio retrospectivo de Lee y cols (50). Los cuales analizaron 50 DATs de doble rosca insertados en hueso mandibular, estos requirieron un mayor torque de inserción que aquellos de rosca sencilla que fueron insertados en la misma zona, lo cual concuerda con el comportamiento de los DATs en este estudio que fueron insertados en hueso sintético con una densidad D2 correspondiente a la zona posterior mandibular, se sugiere que los DATs insertados en esta zona deben ser insertados con un mayor torque. Otra de las causas que pueden afectar la inserción total de los DATs es el funcionamiento limitado propio del motor o de la pieza de mano, o incluso de la

capacidad autoperforante de la punta de los DATs, como lo observado en el estudio de Marchy y cols (7) donde evaluaron la capacidad autoperforante de DATs de 1,75mm x 8mm en bloques de PU, las observaciones permitieron generar la hipótesis de que los DATs autoperforantes no son óptimos mecánicamente según su estructura para la perforación en hueso cortical sin producir daños en tejido óseo y un aumento del torque de inserción, por lo que se sugiere la realización de nicho.

Las imágenes secuenciales en video resultantes del procedimiento permiten interpretar descriptivamente el comportamiento dinámico de los DATs en la inserción usando como referencia las franjas de la gráfica de profundidad de inserción que son programadas desde el mismo software del equipo con la finalidad de que coincida con la longitud total de los DATs y tener control de este parámetro en tiempo real durante el proceso de inserción y a su vez identificando la cantidad de material estructural de los DATs en su zona activa por milímetro de inserción. Para este estudio, se logró identificar que por cada milímetro de inserción de la zona activa de un DAT de 7mm se insertan 1.4 roscas y en un DAT de 9mm por milímetro se insertan 1,71 roscas. Se encuentra correlación con el estudio de Radwan y cols del 2018 (51) donde evaluaron la influencia de la estabilidad primaria de acuerdo con el diseño geométrico de los DATs, ellos observaron que a mayor número de roscas insertadas en el hueso por milímetro se presentó un aumento en la estabilidad primaria, los resultados les permitieron concluir que las características del diseño geométrico de los DATs afectaron significativamente a la estabilidad primaria. Un mayor paso de rosca conduce a una mayor estabilidad y una pequeña

proporción entre paso y profundidad de rosca también mejora la estabilidad primaria, dicho estudio se desarrolló con DATs de diámetro, longitud y paso de rosca similares a los usados en el presente estudio. Las observaciones de esta investigación aportan una evaluación aproximada para observar el comportamiento dinámico registrado por medio del equipo de alta tecnología; por otra parte, permite formular la estimación de la estabilidad y el éxito de los DATs estos últimos están influenciados directamente por su diseño, entre mayor es el número de roscas insertadas aumenta la estabilidad de este. En este estudio la longitud de la zona transmucosa de los DATs usado es de $2 \pm 1.5\text{mm}$, al observar el comportamiento dinámico registrado en este estudio, sugiere que al disminuir la longitud de la zona transmucosa y al aumentar la parte activa del DAT se generaría mayor inserción de material de rosca contribuyendo a la traba mecánica, por otra parte en el estudio de Suzuki y Suzuki (52) en el cual evaluaron los valores de torque de inserción y remoción se observó en una muestra de 280 DATs que como resultado se presentaron fracturas de 4 DATs en la zona transmucosa durante la remoción, la hipótesis sugiere que el stress mecánico se concentra en esta zona lo que explica porque las fracturas se dan en esta sección, por lo que es pertinente sugerir que futuras investigaciones evalúen disminuir la zona transmucosa y redistribuirla en parte activa para añadir más roscas y observar si esto afecta la susceptibilidad de fractura por stress mecánico de la zona transmucosa.

Dado el comportamiento observado en el video del procedimiento de inserción y la alta sensibilidad del equipo Navident®, este permite corregir la trayectoria durante el proceso de inserción (10, 11, 20), lo cual es una ventaja con la cual no se cuenta en la inserción tradicional y esto evitaría imprecisiones en la ubicación del DAT y posterior necesidad de reposicionarlo, sin embargo se debe tener en cuenta que la sensibilidad del equipo se ve afectada por diversos factores como el cambio de posición del paciente o el movimiento del rastreador mandibular que pueden ocasionar alteraciones en lo proyectado en la planeación inicial programada en el software de la trayectoria de inserción del DAT.

El uso de navegación dinámica incrementa los costos para inserción de DATs por lo cual se debe considerar su uso en casos específicos que requieran una alta precisión y justifiquen su uso por ejemplo en la inserción sobre sitios anatómicos con cercanía a algún nervio o arteria principal, proximidad radicular o en zona palatina donde se requiera alta precisión.

5. CONCLUSIONES

- El equipo de navegación dinámica permite evidenciar el contacto de la interfaz DAT-Tejido óseo en la que por cada milímetro se da una inserción de más de una rosca lo que contribuye a considerar que el diseño estructural del DAT determina una mejor traba mecánica.
- El equipo de alta tecnología permitió relacionar la profundidad final obtenida y la angulación, donde esta última no se vio afectada por la longitud de los DATs en la inserción.
- En el sistema de navegación dinámica por medio de su software se pudo evidenciar que los DATs de mayor longitud tuvieron una inserción superior en la angulación planeada.
- Al evaluar la proporción del material de rosca/zona activa, se determina que para generar mayor traba mecánica la zona transmucosa no debe exceder 1mm.
- El uso de la navegación dinámica asistida por computador como equipo de alta tecnología permite realizar la inserción de DATs de manera altamente precisa por medio de los sensores del equipo que permiten mostrar en tiempo real la orientación y ubicación de la parte activa de los DATs ofreciendo control en la colocación.
- La susceptibilidad de la diana dificulta el punto exacto y angulación de inserción siendo un inconveniente en el uso del equipo por lo que se necesita un entrenamiento previo del operador para controlar este parámetro.

6. RECOMENDACIONES

Para realizar un uso optimo del sistema de navegación dinámica es necesario un entrenamiento previo del operador con finalidad de obtener resultados para conseguir un grado alto de efectividad. Aunque el equipo facilita una inserción de DATs precisa, para conseguir el dominio de este se debe seguir una curva de aprendizaje.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Molina R, Yañez M, Inglesias A, Torres D, Solano E. Miniscrew appliances and their use in orthodontics. *Open Journal of Stomatology*. 2013, (3), 103-8.
2. Cope JB. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm shift. *Semin Orthod*. 2005(11): 3-9.
3. Francioli D, Ruggiero G, Giorgetti R. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Prog Orthod*. 2010.
4. Nguyen M, Codrington J, Fletcher L, Dreyer C, Sampson W. The influence of miniscrew insertion torque. 2018. 40 (1). 37- 44.
5. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *J Orofac Orthop*. 2006; 67: 162-74.
6. Pradal A, Nucci L, Derton N, De Felice ME, Turco G, Grassia V, et al. Mechanical evaluation of the stability of one or two miniscrews under loading on synthetic bone. *J Funct Biomater*. 2020;11(4):80.
7. Marchi A, Camporesi M, Festa M, Salvatierra L, Izadi S, Farronato G. Drilling capability of orthodontic miniscrews: In vitro study. *Dent J*. 2020;8(4):138.
8. Hergel CA, Acar YB, Ates M, Kucukkeles N. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *Eur Oral Res*. 2019;53(1):25–31.
9. D GT, Saxena P, Gupta S. Static vs. dynamic navigation for endodontic microsurgery - A comparative review. *J Oral Biol Craniofac Res* 2022;12(4):410–2.

- 10.** Mediavilla Guzmán A, Riad Deglow E, Zubizarreta-Macho Á, Agustín-Panadero R, Hernández Montero S. Accuracy of computer-aided dynamic navigation compared to computer-aided static navigation for dental implant placement: An in vitro study. *J Clin Med.*2019;8(12):2123.
- 11.** Wang X, Shujaat S, Meeus J, Shaheen E, Legrand P, Lahoud P, et al. Performance of novice versus experienced surgeons for dental implant placement with freehand, static guided and dynamic navigation approaches. *Sci Rep.* 2023;13(1):2598.
- 12.** Rodríguez Torres P, Riad Deglow E, Zubizarreta-Macho Á, Tzironi G, González Menéndez H, Lorrio Castro J, et al. Effect of the computer-aided static navigation technique on the accuracy of bicortical mini-implants placement site for maxillary skeletal expansion appliances: an in vitro study. *BMC Oral Health.* 2023;23(1):86.
- 13.** Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD. Accuracy of dynamic navigation for dental implant placement-model-based evaluation. *J Oral Implantol.* 2016;42(5):399–405.
- 14.** Camero S, Talavera I, González G, et al. Estudio de la corrosión de una aleación Ti6Al4V utilizada como biomaterial. *Rev Fac Ing UCV.*2008; 23(3).
- 15.** Lolo P. Evaluación del comportamiento biomecánico de miniimplantes de diferentes diseños mediante el análisis de elementos finitos. TESIS. Lima-Perú, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Fac Estomatología.

- 16.** Leo M, Cerroni L, Pasquantonio G, Condò SG, Condò R. Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. *Clin Ter.* 2016;167(3):e70-7.
- 17.** Di Stefano DA, Arosio P, Gastaldi G, Gherlone E. The insertion torque-depth curve integral as a measure of implant primary stability: An in vitro study on polyurethane foam blocks. *J Prosthet Dent.* 2018;120(5):706–14.
- 18.** Comuzzi L, Tumedei M, Piattelli A, Iezzi G. Short vs. Standard length Cone Morse connection implants: An in vitro pilot study in low density polyurethane foam. *Symmetry (Basel).* 2019;11(11):1349.
- 19.** Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16(S16):416–35.
- 20.** Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J. Implant placement accuracy using dynamic navigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017; 32:92–99.
- 21.** Qiu L, Haruyama N, Suzuki S, Yamada D, Obayashi N, Kurabayashi T, et al. Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT-derived 3D images. *Angle Orthod.* 2012;82(2):284–93.
- 22.** Knott PD, Batra PS, Butler RS, Citardi MJ. Contour and paired-point registration in a model for image-guided surgery. *Laryngoscope.* 2006;116(10):1877–81.

- 23.** Pellegrino G, Ferri A, Del Fabbro M, Prati C, Gandolfi MG, Marchetti C. Dynamic navigation in implant dentistry: A systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(5) 21–40.
- 24.** Stefanelli L, DeGroot B, Lipton D, Mandelaris G. *Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Accuracy of a Dynamic Dental Implant Navigation System in a Private Practice 2019; 205-213.
- 25.** Closson DA. Extraoral anchorage, its indications, use, and application. *Am J Orthod*. 1950;36(4):265–80.
- 26.** Chen W, Chen RJ, Shen G. The effects of combined reverse Nance and TPA on reinforcement of anchorage. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2004;13:262–265.
- 27.** Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*. 1945;31(8):406–17.
- 28.** Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983; 17:266-9.
- 29.** Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(1):18–25.
- 30.** Migliorati M, Drago S, Schiavetti I, Olivero F, Barberis F, Lagazzo A, et al. Orthodontic miniscrews: an experimental campaign on primary stability and bone properties. *Eur J Orthod*. 2015;37(5):531–8.
- 31.** Alves M Jr, Baratieri C, Nojima LI. Assessment of mini-implant displacement using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(10):1151–6.

- 32.** Molina R, Yañez M, Inglesias A, Torres D, Solano E. Miniscrew appliances and their use in orthodontics. *Open Journal of Stomatology*. 2013, (3), 103-8.
- 33.** Szivek JA, Thompson JD, Benjamin JB. Characterization of three formulations of a synthetic foam as models for a range of human cancellous bone types. *J Appl Biomater*. 1995;6(2):125–8.
- 34.** Thompson MS, McCarthy ID, Lidgren L, Ryd L. Compressive and shear properties of commercially available polyurethane foams. *J Biomech Eng*. 2003;125(5):732–4.
- 35.** Nagaraja S, Palepu V. Comparisons of anterior plate screw pullout strength between polyurethane foams and thoracolumbar cadaveric vertebrae. *J Biomech Eng*. 2016;138(10).
- 36.** Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med*. 2010;21(5):1453–61.
- 37.** Ahmad OK, Kelly JR. Assessment of the primary stability of dental implants in artificial bone using resonance frequency and percussion analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):89–95.
- 38.** Berdugo M, Fortin T, Blanchet E, Isidori M, Bosson J-L. Flapless implant surgery using an image-guided system. A 1- to 4-year retrospective multicenter comparative clinical study: Influence of flapless procedure on survival rate. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(2):142–52.
- 39.** D’haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):121–3.

- 40.** Ayati S, Ghasemi S. Bone Quantity. En: Innovative Perspectives in Oral and Maxillofacial Surgery. Cham: Springer International Publishing; 2021: 20.
- 41.** Misch C.; Implantología Contemporánea, 3ª Edición, Madrid: Elsevier, 2009: 454.
- 42.** Sakin Ç, Aylikci Ö. Techniques to measure miniscrew implant stability. J Orthod Res. 2013;1(1):5.
- 43.** Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S, Takano-Yamamoto T. Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density: Failure factors for orthodontic miniscrew. Orthod Craniofac Res. 2013;16(1):44–55.
- 44.** Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD. Accuracy of dynamic navigation for dental implant placement-model-based evaluation. J Oral Implantol. 2016;42(5):399–405.
- 45.** Perez R. Estudio del patrón de penetración del cemento óseo en la artroplastia de rodilla sobre modelo sintético. TESIS. Madrid, España. Universidad Complutense de Madrid, facultad de medicina, 2010.
- 46.** Weber SC, Chapman MW. Adhesives in orthopaedic surgery. A review of the literature and in vitro bonding strengths of bone-bonding agents. Clin Orthop Relat Res. 1984;(191):249–61.
- 47.** Zaokari Y, Persaud A, Ibrahim A. Biomaterials for adhesion in orthopedic applications: A review. Engineered Regeneration. 2020; 1:51–63.

- 48.** Jara L, Velandia L, Rivera A, Beltran J, Jaller M. Comprobación clínica de un destornillador universal para mini implantes en ortodoncia - Estudio in vitro. *Journal Odont Col.* 2021.
- 49.** Al-Obaidi H, Nadir M. Evaluation of insertion torque of different orthodontic miniscrews: An in vitro study. *Zanco J Med Sci.* 2016;20(1):1153–9.
- 50.** Lee Y, Choi S-H, Yu H-S, Erenebat T, Liu J, Cha J-Y. Stability and success rate of dual-thread miniscrews: *Angle Orthod.* 2021;91(4):509–14.
- 51.** Radwan ES, Montasser MA, Maher A. Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop.* 2018;79(3):191–203.
- 52.** Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):669–78.

Figura 1. Cálculo de la muestra

Sample size: one-sample and paired t test

Input

Effect Size	0.98
Statistical Power	0,8
# Tails	2
Alpha	0,1
# of Iterations	1000

Output

Noncentrality	2,771858582251
Critical value	1,894578605090
Sample Size	8
Actual Power	0,801309753472

OK Cancel Help

Figura 2. Esquema de modelo del bloque de PU

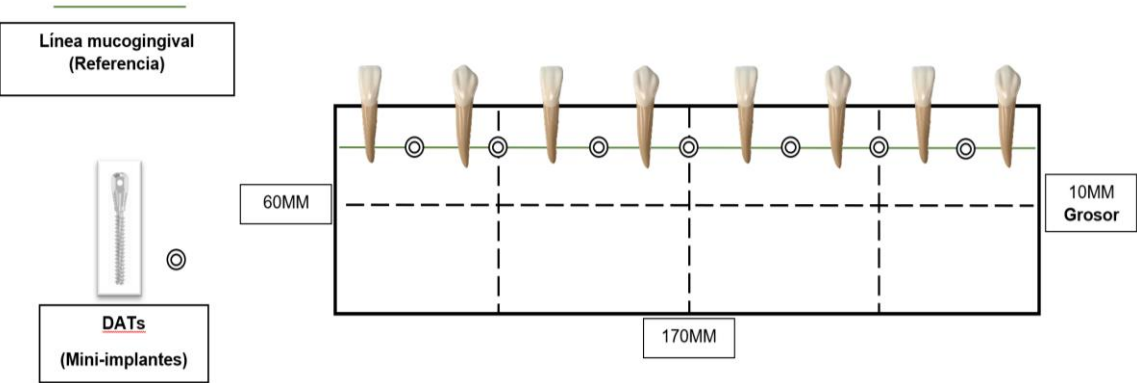


Figura 3. Delimitación de las zonas de fijación de dientes e inserción de DAT

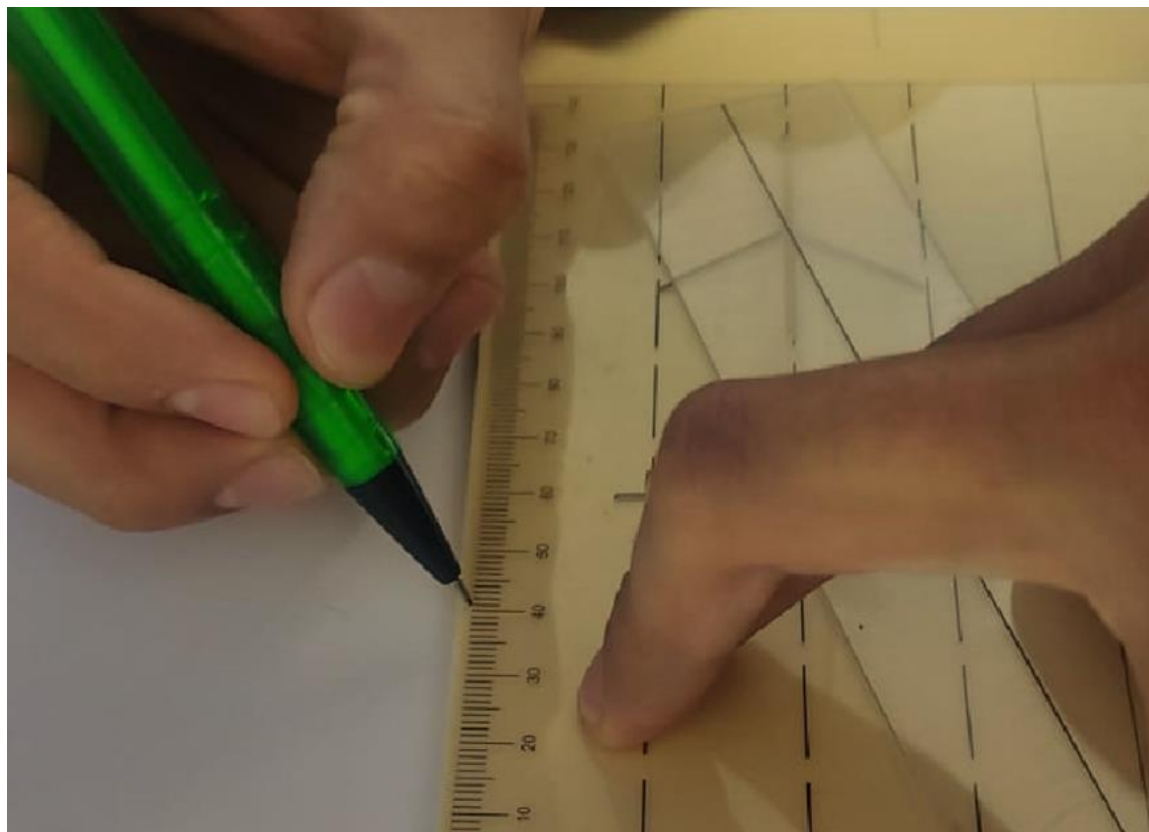


Figura 4. Fresa cilíndrica cuya parte activa mide 10mm



Figura 5. Perforaciones realizadas en el bloque de PU para fijación de dientes

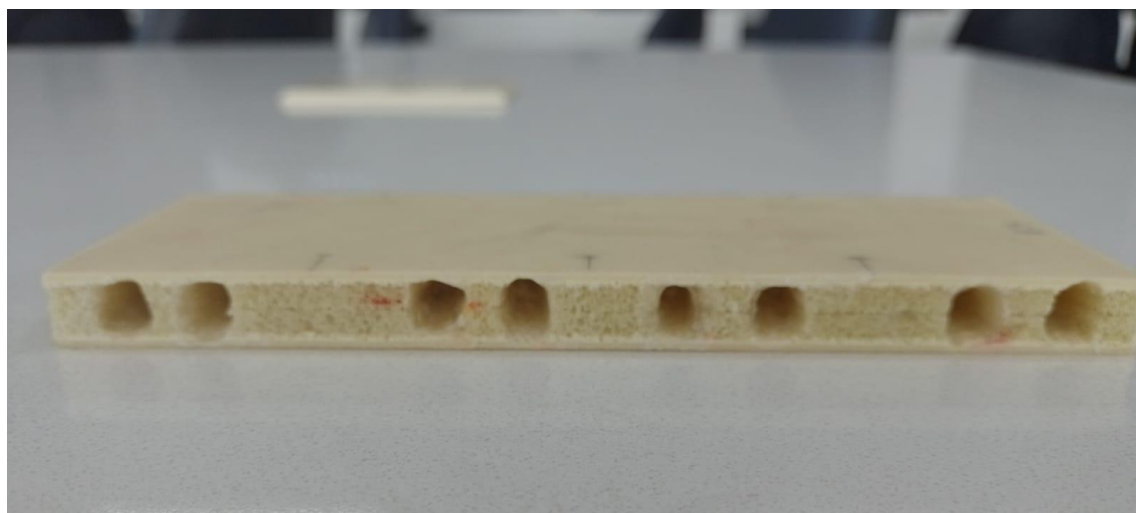


Figura 6. Incisivos y caninos inferiores naturales



Figura 7. PMMA usado en la fijación de los dientes en las cavidades



Figura 8. Dientes naturales fijados al bloque de espuma de poliuretano rígido

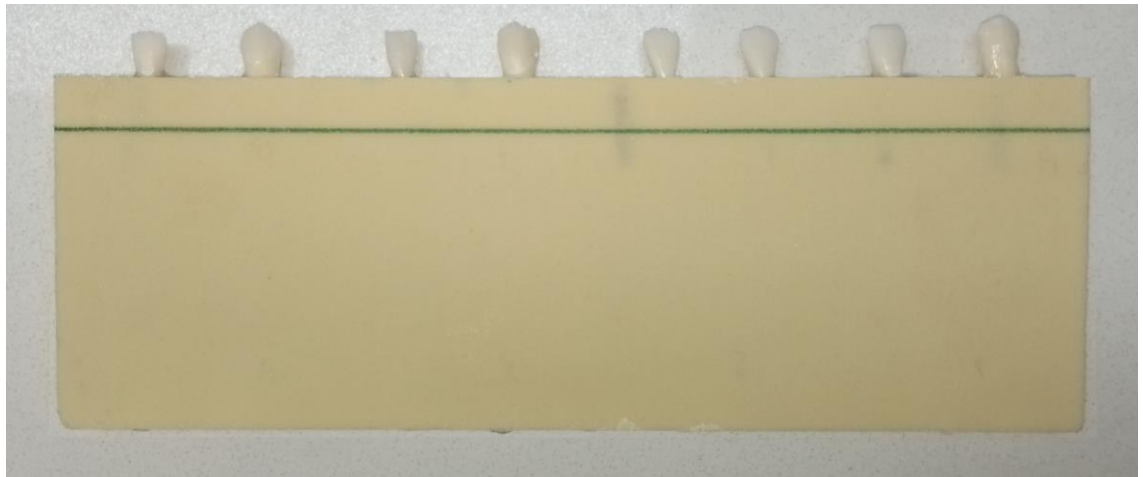


Figura 9. DAT para uso en sistema rotatorio



Figura 10. DAT para uso en sistema rotatorio dinámico vista superior



Figura 11.Mandril portaimplantes



Figura 12. Fichas técnicas en las capsulas de los DATs



Figura 13. DATs etiquetados previo al procedimiento de inserción



Figura 14. Componentes de Navident®

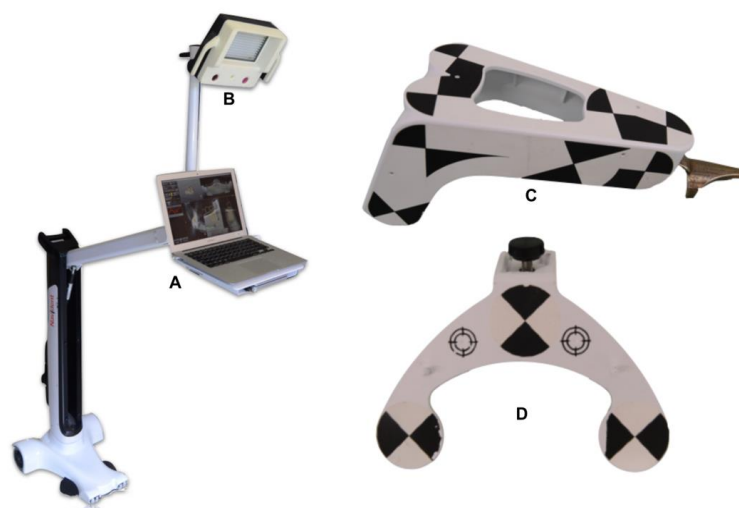


Figura 15. Vista panorámica de imagen tomográfica del modelo

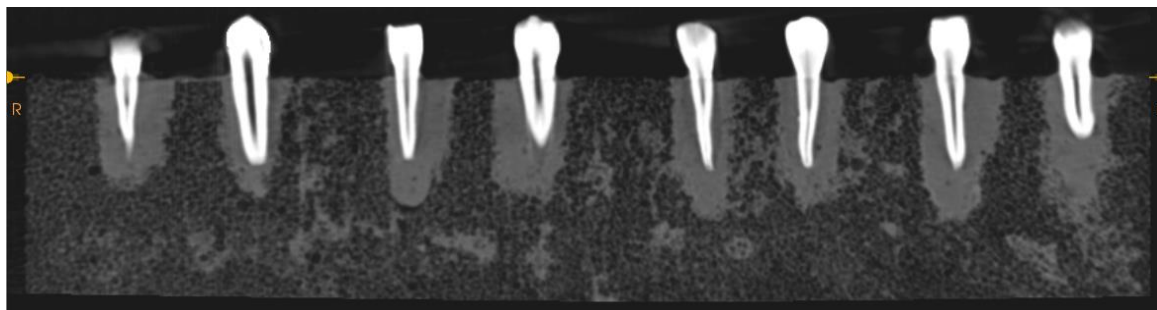


Figura 16. Modelo ajustado al soporte metálico

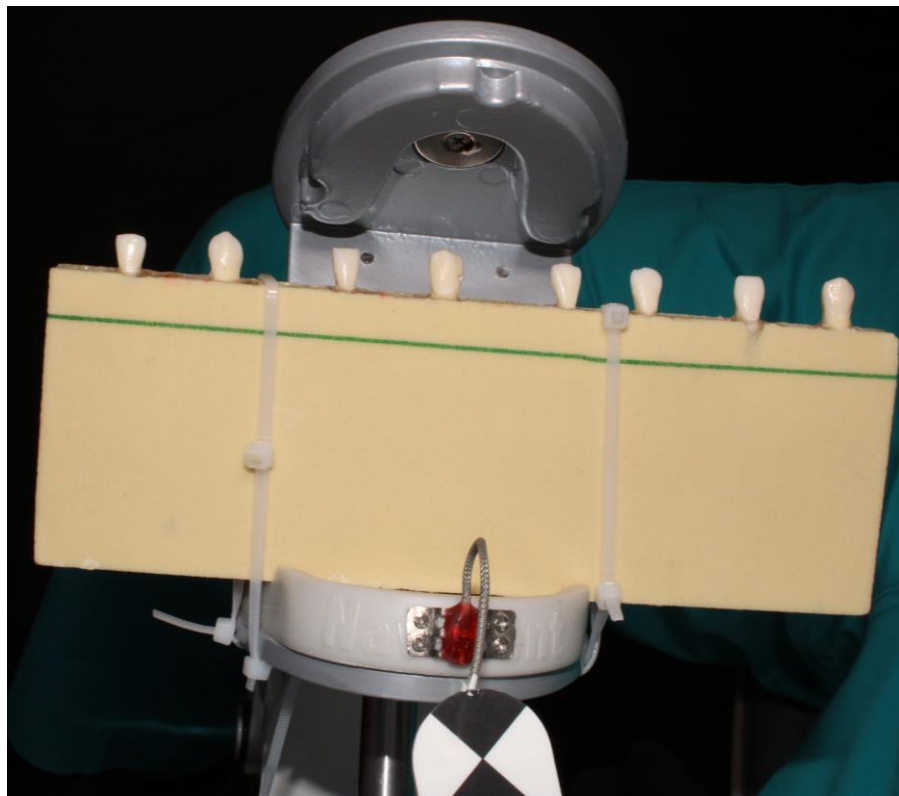


Figura 17. Instrumental para navegación



Figura 18. Motor OsseoSet 200



Figura 19. Planeación de inserción de los DATs

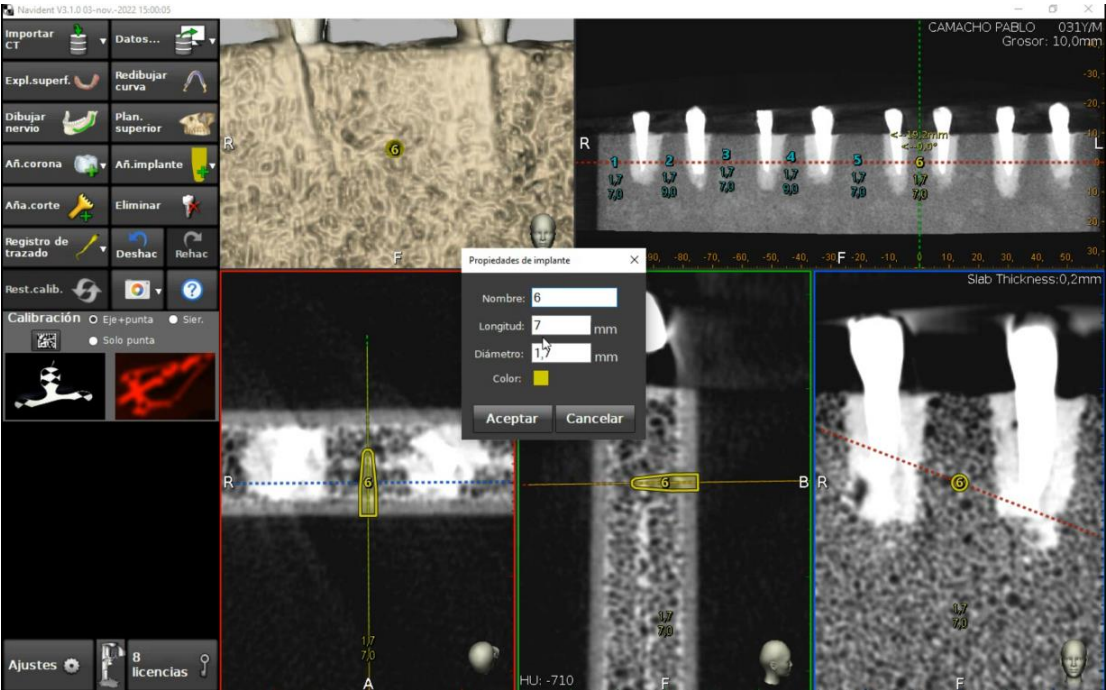


Figura 20. Planeación de inserción de los DATs

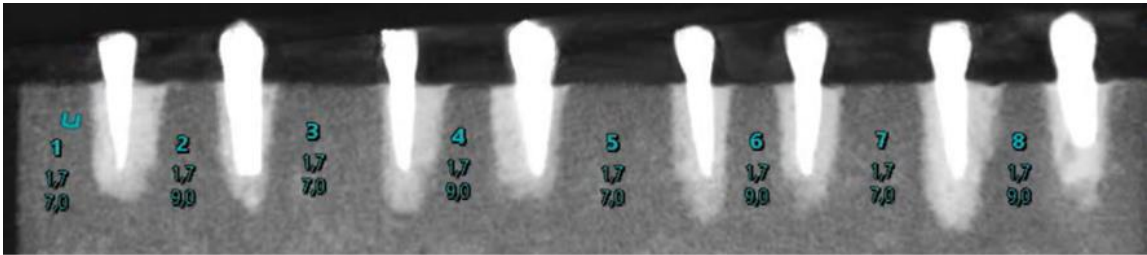


Figura 21. Calibración de los marcadores radiopacos

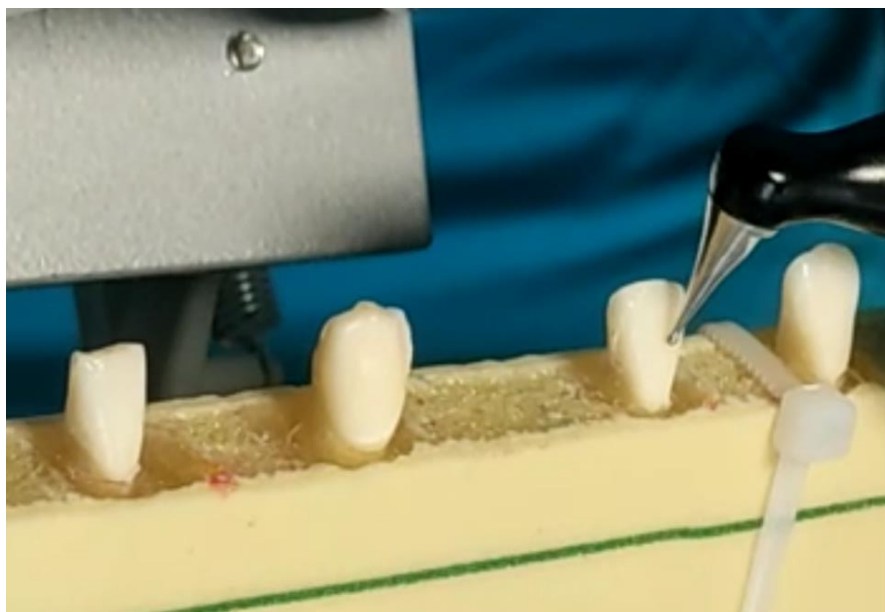


Figura 22. Calibración completada de un marcador radiopaco

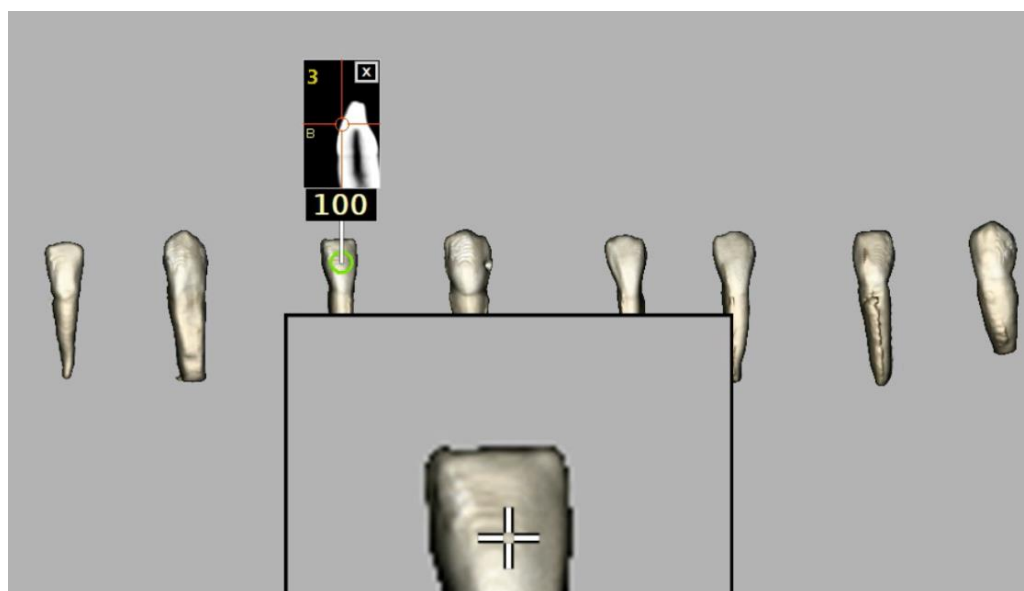


Figura 23. Registro en el software al terminar la calibración de los marcadores

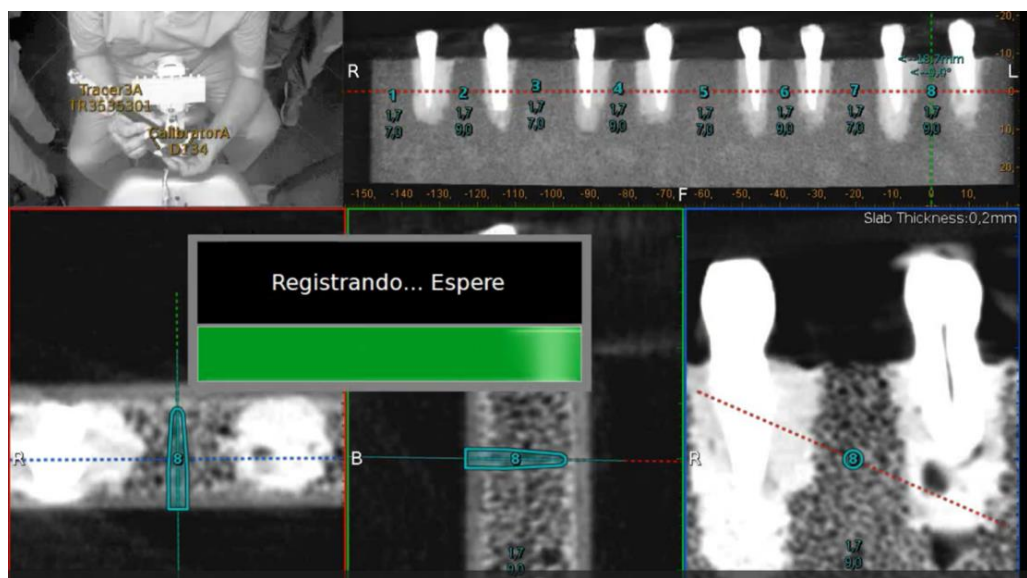


Figura 24. Verificación de la calibración del bloque mediante el software

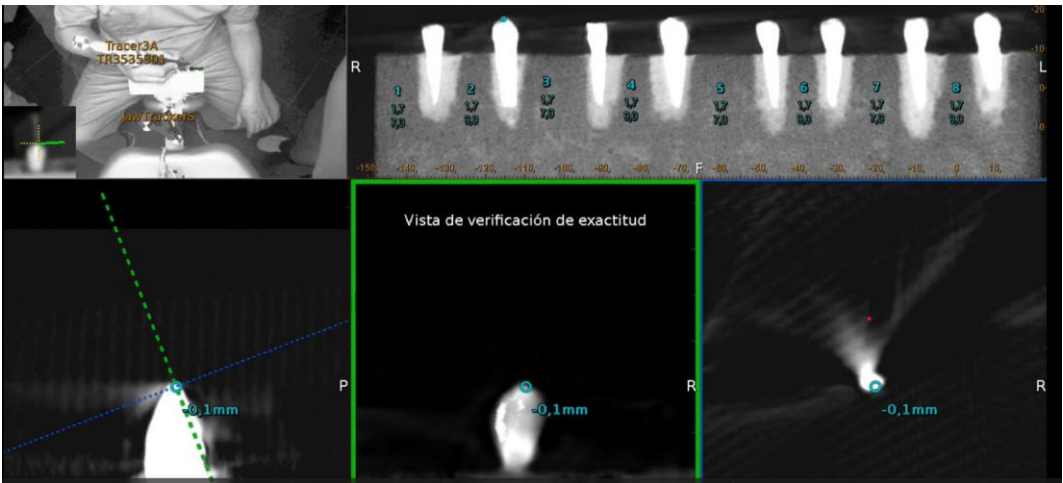


Figura 25. Imagen TCRC del bloque de poliuretano con DAT insertados

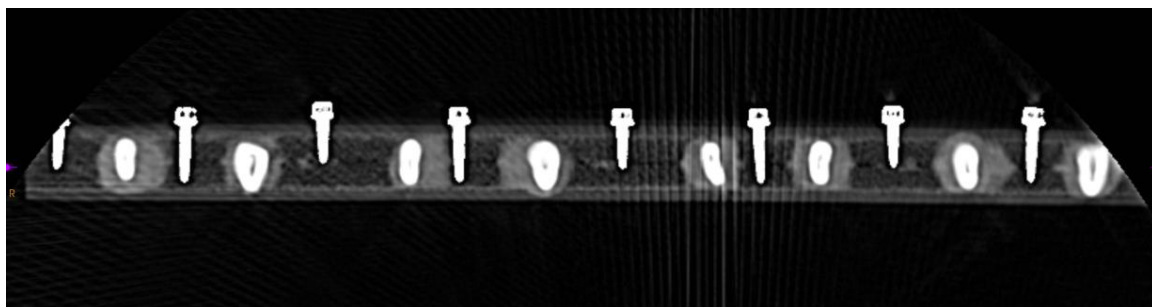


Figura 26. Comparación entre la ubicación planeada y la inserción final de los DATs generada por la herramienta *Evalunav*®



Figura 27. Diseño DAT de 1,7x7mm

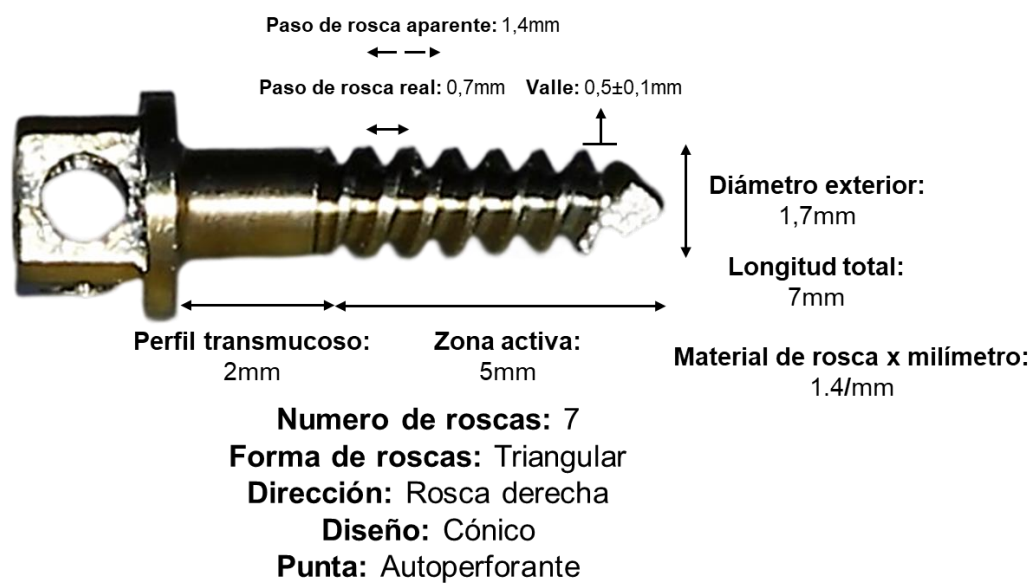


Figura 28. Diseño DAT de 1,7x9mm



Figura 29. Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x7mm

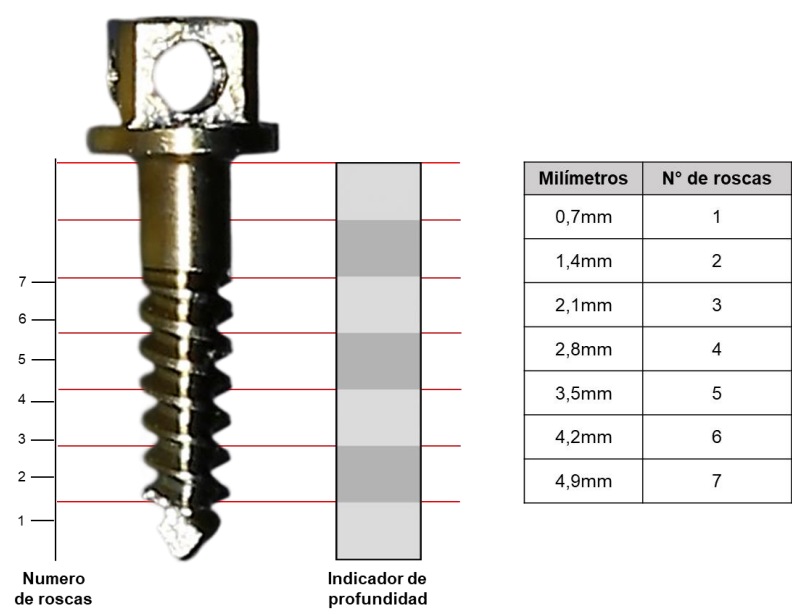


Figura 30. Numero de roscas insertadas por milímetro en DATs de 1,7x9mm

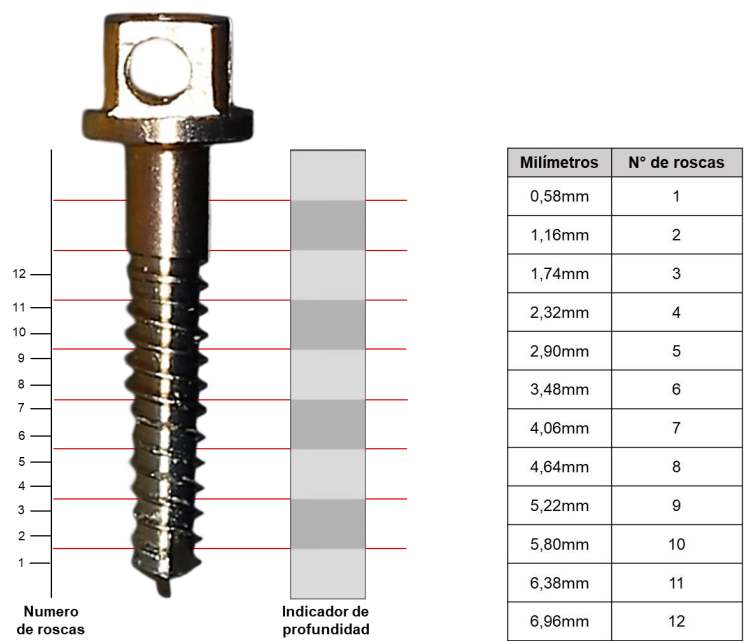
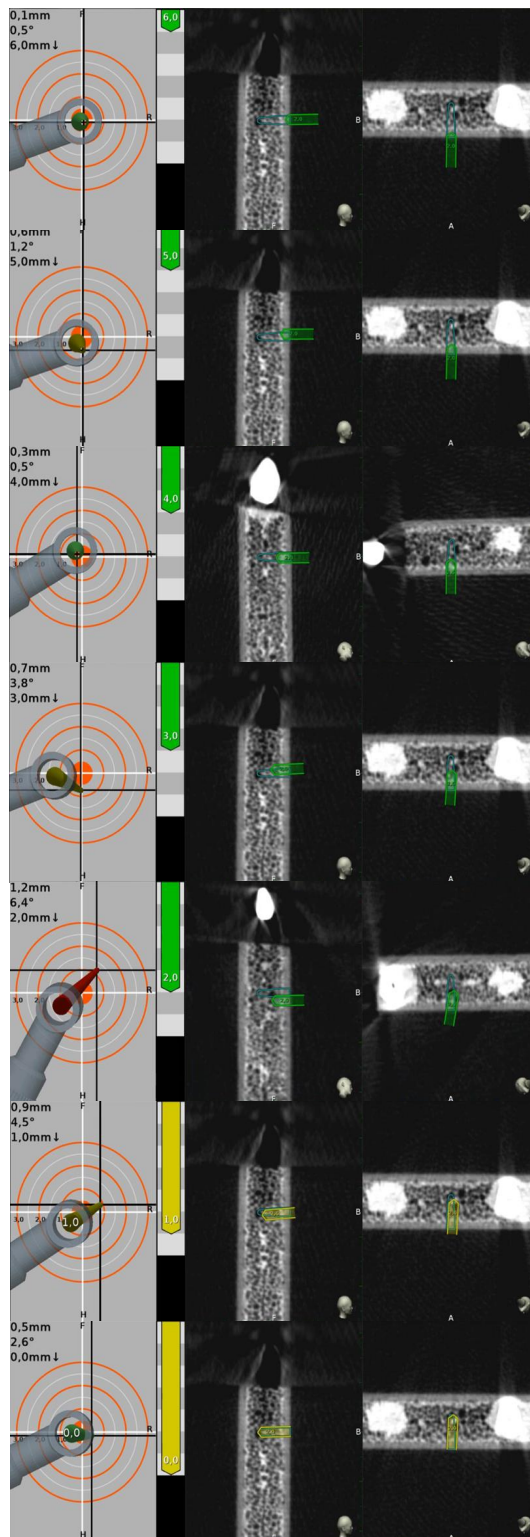


Figura 31. Secuencia de inserción de DATs de 1,7x7mm



Por 1mm de inserción contacta
1,4 de material de rosca.

Por 2mm de inserción contacta
2,8 de material de rosca

Por 3mm de inserción contacta
4,2 de material de rosca

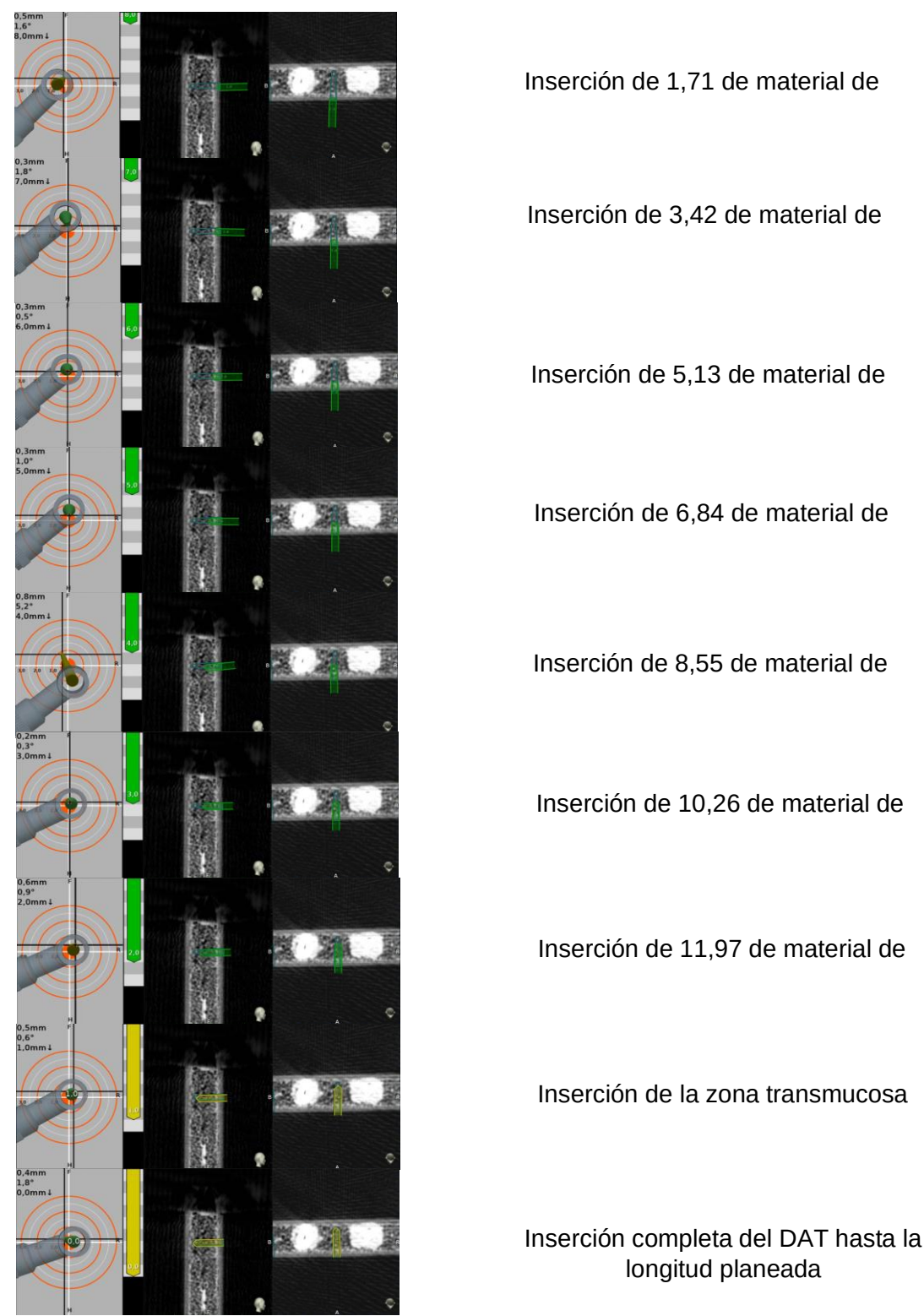
Por 4mm de inserción de 5,6 de
material de rosca

Por 5mm de inserción contacta
7.0 de material de rosca

Por 6mm de inserción entra
la zona transmucosa

Inserción completa del
DAT hasta la longitud
planeada

Figura 32. Secuencia de inserción de DATs de 1,7x9mm



Video 1. *Apertura de las cavidades en el bloque de PU*



Video 2. *Procedimiento de Inserción DAT #1*

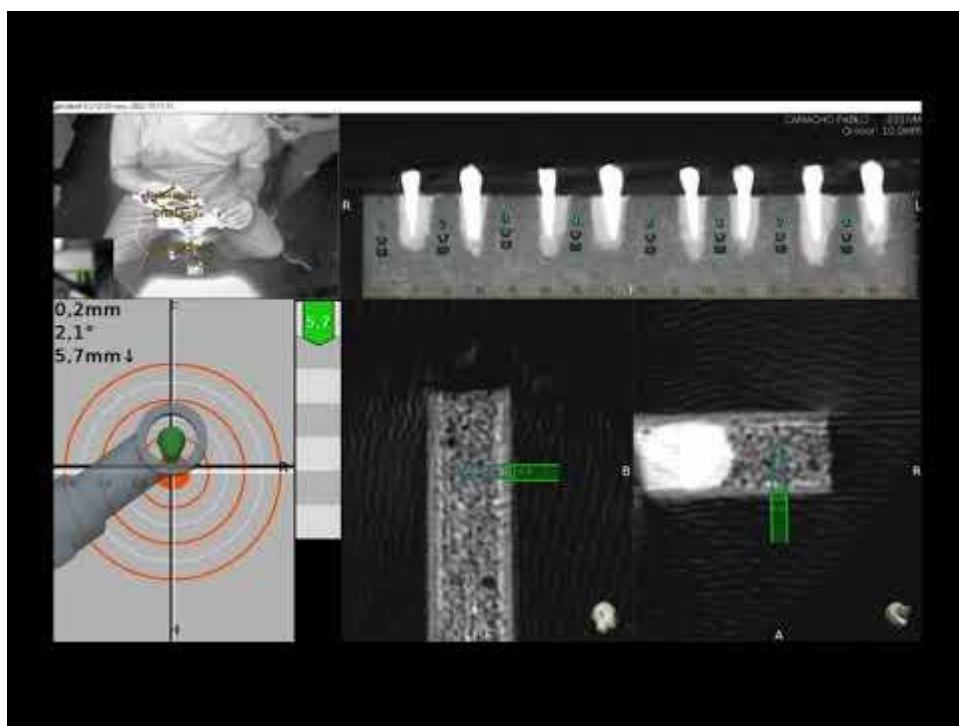


Tabla 1. Operacionalización de las variables

Nombre de la variable	Definición	Tipo de variable	Escala de medición	Instrumento de recolección
DATs	Dispositivos de anclaje temporal	Independiente cuantitativa	Longitud por diámetro en mm	Indicaciones del fabricante
Espuma de poliuretano rígido	Material sintético biomimético con propiedades mecánicas de hueso humano	Independiente- Cualitativa	lb/ft3	Indicación del fabricante
Precisión	Capacidad del sistema de navegación y el operador para posicionar el DATs acorde a la planificación	Cuantitativa- Dependiente	Longitud en mm	Software Sistema de navegación Tomografía

Tabla 2. Valores de angulación planeada y final de los DATs medidos en *Evalunav*[®]

COMPARACION DE LA PRECISION DE INSERCIÓN DE LOS DATs				
DAT	PLANEADO		FINAL	
	ANGULACION (Grados)	LONGITUD DE INSERCIÓN mm	ANGULACION(Grados)	LONGITUD DE INSERCIÓN (mm)
1	90	7	87.09	6.72
2	90°	9	90	8.74
3	90°	7	90	6.16
4	90°	9	86.09	8.57
5	90°	7	88.61	6.28
6	90	9	90	8.79
7	90	7	90	5.74
8	90	9	90	8.17

Tabla 3. *Valores descriptivos de longitud y angulación de inserción de los DAT*

	n	Mean	Standard Error	Median	Maximum	Minimum	IQR	p-value
LONGITUD FINAL DAT 7mm	4	6,23	0,20	6,22	6,72	5,74	0,34	0,940
LONGITUD FINAL DAT 9mm	4	8,57	0,14	8,66	8,79	8,17	0,28	0,301
ANGULACION OBSERVADA DAT 7mm (Grados)	4	88,93	0,69	89,31	90,00	87,09	1,77	0,271
ANGULACION OBSERVADA DAT 9(Grados)	4	89,02	0,98	90,00	90,00	86,09	0,98	0,001

Tabla 4. Relación entre la angulación obtenida con la longitud final de los DATs

		LONGITUD FINAL (7)	LONGITUD FINAL (9)
n		4	4
Mean		6,23	8,57
lower		5,58	8,12
upper		6,87	9,02
p-value		0,031	0,054
ANGULACIÓ N FINAL (7)	Mean	88,93	
	rho	-0,90	
	p-value	0,096	
ANGULACIÓ N FINAL (9)	Mean	89,02	
	rho		0,26
	p-value		0,742

Grafico 1. Gráfico box-plot de la comparación de la precisión de angulación

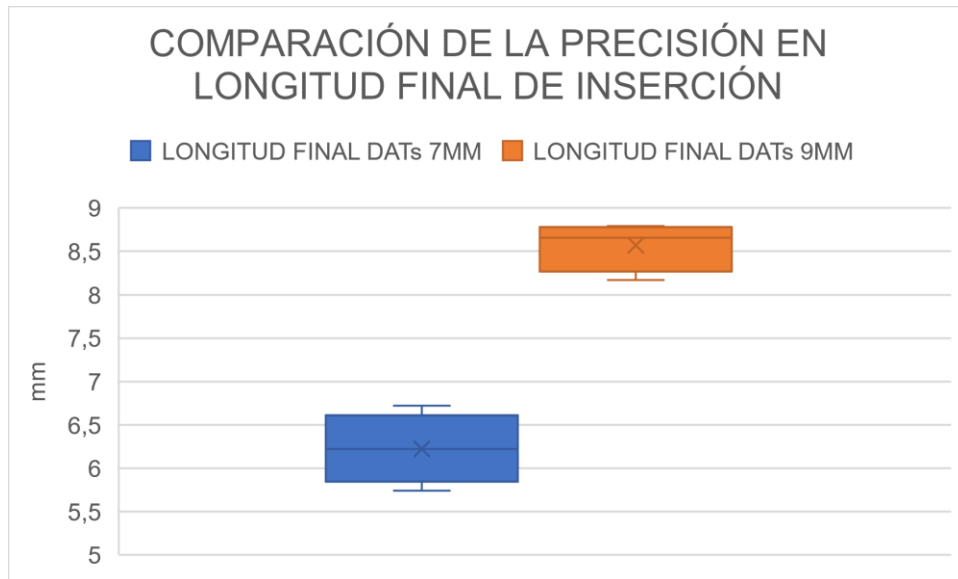


Grafico 2. Gráfico box-plot de la comparación de la precisión en longitud de inserción

