

**COMPORTAMIENTO DINÁMICO DEL COMPLEJO DAT/TEJIDO ÓSEO EN EL
PROCESO DE INSERCIÓN OBSERVADO A TRAVÉS DE UN EQUIPO DE ALTA
TECNOLOGÍA- ESTUDIO IN VITRO**

**DYNAMIC BEHAVIOR OF THE TAD/BONE-TISSUE COMPLEX DURING THE
INSERTION PROCESS OBSERVED THROUGH A HIGH-TECH EQUIPMENT- IN
VITRO STUDY**

AUTORES

Erika Viviana Aguilera Ducuara

Odontóloga Enf. Periodoncia, Residente del posgrado en la especialidad de
Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

UNICOC

Pablo Cesar Camacho Flórez

Odontólogo Enf. Odontopediatría, Residente del posgrado en la especialidad de
Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

UNICOC

ASESOR CIENTÍFICO

Dra. Liliana Jara López

Odontóloga, Especialista en Ortodoncia, Magister en educación

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

ASESOR METODOLÓGICO

Dra. Luz Andrea Velandia palacios

Odontóloga, Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar, Especialista en
Odontología Legal y Forense, Doctorado en investigación

UNICOC – P.U.J - Universidad de Macerata-Italia

COMPORTAMIENTO DINÁMICO DEL COMPLEJO DAT/TEJIDO ÓSEO EN EL PROCESO DE INSERCIÓN OBSERVADO A TRAVÉS DE UN EQUIPO DE ALTA TECNOLOGÍA- ESTUDIO IN VITRO

RESUMEN

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

METODOLOGIA: Por medio de un equipo de alta tecnología de navegación dinámica se observó secuencialmente y en tiempo real el comportamiento de la interfaz DAT- tejido óseo durante la inserción; se desarrolló un estudio IN VITRO en hueso sintético de espuma de Poliuretano rígido (PU) en el cual se realizaron inserciones de 8 dispositivos de anclaje temporal de dos dimensiones diferentes, se obtuvieron los videos del procedimiento registrados por el equipo y se tomó tomografía del bloque de PU, se analizó descriptivamente el proceso de inserción y se correlacionó el indicador de profundidad del equipo con el material de rosca insertado por milímetro. También se realizó comparación de la precisión entre las posiciones planeadas y las finales de los DATs con la herramienta Evalunav.

RESULTADOS: La correlación de la gráfica de profundidad con el diseño de los DATs permitió identificar el material de rosca de la parte activa que se inserta por milímetro para cada uno de estos, se determinó que para los DATs de 7mm se insertan 1,4 roscas/mm y en los DATs de 9mm se insertan 1,71 roscas/mm, en el análisis de la precisión se encontró que en la longitud de inserción obtenida los DATs de 7mm presentaron diferencias significativas mientras que los DATs de 9mm no presentaron diferencia. En cuanto a la correlación entre la longitud y angulación

de inserción los resultados sugieren que la precisión en la angulación no parece verse afectada por la longitud de los DATs al ser insertados con navegación dinámica. **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. En cuanto la relación existente entre la angulación y la profundidad final obtenida se determinó que la precisión en la angulación no parece verse afectada por la longitud de los DATs al ser insertados con navegación dinámica. 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.

Palabras Claves: DAT, mini-implante, inserción, espuma de poliuretano rígido, Sawbones, sistema de navegación dinámica, Navident, precisión, tomografía computarizada rayo de cono, paso de rosca, material de rosca, estabilidad primaria.

DYNAMIC BEHAVIOR OF THE TAD/BONE-TISSUE COMPLEX DURING THE INSERTION PROCESS OBSERVED THROUGH A HIGH-TECH EQUIPMENT- IN VITRO STUDY

ABSTRACT

OBJECTIVE: To analyze the Dynamic behavior of the TAD/ Bone- tissue complex in the insertion process through a high-tech equipment.

METHODOLOGY: Through a high-tech dynamic navigation equipment, it was sequentially observed and real time the behavior of the TAD- Bone tissue interface during the insertion procedure; an IN VITRO study was designed in rigid polyurethane foam (PU) synthetic bone in which 8 temporary anchorage devices of two dimensions were inserted, the procedure videos recorded by the equipment were obtained and tomography of the PU block was obtained, descriptive analysis of the insertion process was done and correlated between the system depth indicator and the thread material inserted per millimeter. Also, precision comparison between TADs planned and final positions were evaluated with aid of the Evalunav tool.

RESULTS: Correlation between the Depth indicator and the TADs design allowed to identify the active zone of the thread material inserted per millimeter in each one of these, for the 7mm TADs it was determined that 1,4 threads/mm were inserted and for the 9mm TADs 1,71 threads/mm were inserted. In the accuracy analysis it was found that the depth insertion obtained the 7mm TADs presented significant differences while the 9mm TADs did not present differences. Regarding the correlation between insertion depth and angulation the results suggest that the angulation accuracy do not seem to be affected by the TADs length when inserted

with dynamic navigation. **CONCLUSIONS:** The Dynamic navigation equipment allows to evidence the TAD- Bone tissue contact in which for each millimeter the insertion of more than one thread is given which contributes to consider that the TAD structural design determines a better mechanical hold. Regarding the existing relations between the final angulation and depth obtained it was determined that the angulation accuracy don't seem to be affected by the TADs length when inserted with dynamic navigation. The computer assisted dynamic navigation usage as high-tech equipment allows to perform the TADs insertion in a highly accurate manner through the equipment sensors which allow to show real-time the TADs active zone orientation and location offering placement control.

KEYWORDS: TAD, mini-screw, insertion, rigid polyurethane foam, Sawbones, Dynamic navigation system, Navident, accuracy, cone-beam computerized tomography, thread pitch, thread material, primary stability.

INTRODUCCION

En la práctica de ortodoncia y ortopedia maxilar actual existen diversos métodos para mantener y controlar el anclaje el cual podría definirse como la resistencia de un cuerpo a desplazarse, Angle promulgaba que el anclaje se realizaba entre los mismos dientes, pero el avance de la practica empezó a incluir dispositivos para realizarlo, estos pueden ser de tipo extraoral o intraoral, en 1983 (1) se dio a conocer el método de inserción de tornillos quirúrgicos de pequeñas medidas como dispositivos de anclaje que pudieran soportar fuerzas durante largos periodos sin alterar los tejidos, Park y cols. (2) en 2004 reportaron el uso de DATs (dispositivos de anclaje temporal) colocados temporalmente, definiéndolos como anclaje absoluto. Desde entonces las investigaciones han buscado profundizar en el conocimiento del funcionamiento de estos dispositivos, abordando los aspectos mecánicos, estructurales y biológicos, en cuanto al aspecto biológico se ha encaminado a los cambios provocados por el torque de inserción, correlacionado esta fuerza, las dimensiones de los DATs y la densidad ósea, conllevando la obtención de la estabilidad primaria (3).

Los estudios realizados en este campo han utilizado modelos de tipo animal, simulación de elementos finitos e In Vitro mediante la inserción de DATs en estos y observando el comportamiento mediante diferentes medios imagenológicos como las radiografías, tomografías, microfotografía entre otros (4).

A lo largo de la historia de los estudios In Vitro de prueba de mecánicas en hueso se han utilizado especímenes obtenidos de animales, en donde para llevarlos se requieren diferentes protocolos de conservación para tratar de garantizar las propiedades biológicas de los tejidos, dichos procesos incluyen deshidratación con etanol en diferentes concentraciones o el humedecimiento de los especímenes en soluciones salinas que mantengan el pH, pero la realización de estas conservaciones no siempre se mantiene en óptimas condiciones para obtener resultados certeros de las pruebas mecánicas al tejido(5). Pradal y cols. (6) en su estudio reciente encaminaron su metodología al uso de materiales sintéticos como la espuma de poliuretano rígido (PU) que tiene propiedades idénticas al hueso cortical y trabecular humano al evaluar la estabilidad primaria de DATs ortodóncicos cargados inmediatamente, por lo cual se ha visto que este material biomimético posee validez científica para investigaciones (7). Una de las herramientas usadas en el campo de la implantología oral han sido los sistemas de navegación dinámica, los cuales por medio de una tomografía previa permiten planear los parámetros de inserción de estos elementos en un software especialmente dedicado para estos sistemas y permitiendo calibrar durante la cirugía la ubicación de la fresa e implante respecto a la posición previamente planeada, llegando a un resultado de alta precisión en su colocación (8), cabe resaltar que no se encuentra literatura científica que soporte el uso de estos sistemas en la inserción de DATs. Por tal motivo el objetivo del presente estudio es documentar, describir y evaluar el comportamiento dinámico del complejo DAT- Tejido óseo en el proceso de inserción a través de un sistema de navegación dinámica.

METODOLOGÍA

Preparación del modelo para colocación de DATs

Se obtuvo un bloque de PU (Sawbone, Division of Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, WA, USA), el cual es un material sintético que se comporta como hueso humano, de 170mm x 60mm x 10mm de grosor con una densidad de 20 lb/ft³ que representa hueso esponjoso, este bloque tenía una capa con un grosor de 1mm con una densidad de 30 lb/ft³ que representa el hueso cortical. Posteriormente se delimitaron cuatro secciones de 4,25mm en cada lado de la sección larga del bloque, para un total de ocho sitios de inserción para los DATs, también se trazó una línea continua color verde a 9mm de los bordes de la sección larga del bloque que representaba la altura de la línea mucogingival.

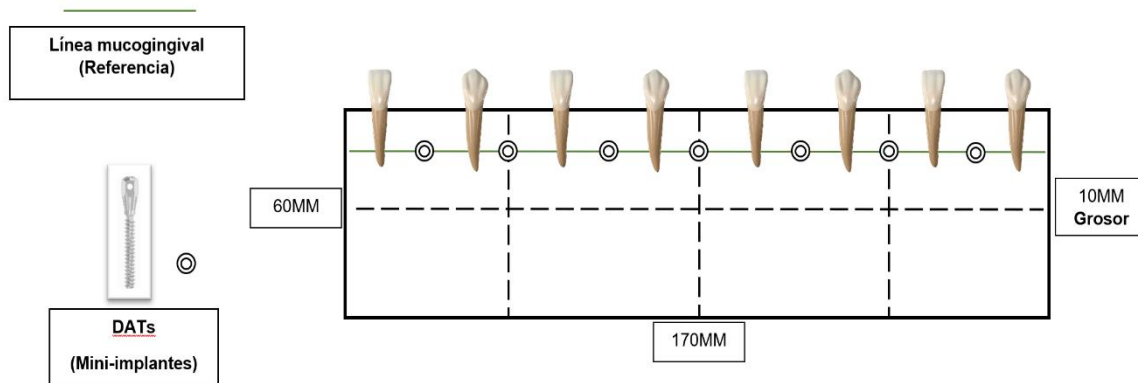
Marcadores radiopacos

En cada sitio de inserción se delimitaron espacios para apertura de cavidades con un diámetro de 5mm y una distancia entre cavidades de 7mm. La apertura de cada cavidad se realizó con fresa cilíndrica montada en pieza de alta velocidad irrigando con agua, la profundidad de las cavidades fue de 10mm. Se obtuvieron 8 dientes naturales, 4 incisivos y 4 caninos inferiores izquierdos, estos se fijaron en las cavidades con PMMA transparente posicionando de izquierda a derecha un incisivo y luego un canino dejando un espacio de 7mm entre diente y diente (Fig. 1). Una vez fijados los dientes se obtuvo tomografía TCRC de este modelo

(Planmeca ProMax® 3D Plus, 78Kv, tiempo de escaneo 17,9s, tamaño de voxel $200\mu\text{m}^3$).

Figura 1.

Esquema de colocación de marcadores radiopacos en bloques de Sawbones® para calibración de sensores del sistema Navident®



Planeación y calibración para la inserción de los DATs

Las imágenes DICOM de la tomografía TCRC se descargaron en un computador dedicado del dispositivo de alta tecnología Navident®, este contaba con el software necesario para el funcionamiento, las imágenes fueron cargadas en el software, este dispone de herramientas como planeación de longitud, diámetro, profundidad y angulación de los DATs.

El orden planeado de inserción fue de derecha a izquierda, y los DAT se insertarían desde el borde izquierdo equidistantes a las raíces de los dientes naturales que a su vez funcionarían como marcadores radiopacos de reconocimiento. Mediante el software se determinaron los parámetros como sitio y número de orden del 1 al 8,

dimensiones en longitud y diámetro de los DATs, angulación y altura. Se determinó la dirección de inserción perpendicular a la cortical del bloque de PU, para todos los DATs el diámetro fue de 1.7mm, la longitud 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 que coincidiera con la línea verde de referencia trazada en el bloque de poliuretano rígido que representaba la altura de la línea mucogingival.

Se sincronizó el bloque de PU con las imágenes DICOM (imágenes tomográficas iniciales) por medio de los sensores del equipo de navegación dinámica. Se procedió a realizar la calibración del bloque de PU mediante un trazador de bola que se contactaba deslizándose sobre la superficie de los marcadores radiopacos (Fig. 2), el software indicaba la calibración mediante porcentaje, esta calibración se realizó sobre los ocho marcadores radiopacos; al finalizar se verificó el reconocimiento entre el bloque de PU y los marcadores radiopacos con el fin de verificar la exactitud de contacto entre estos y el sistema de navegación dinámica. Se planteó la programación del motor de implantes (OsseoSet 200) a 20Ncm y 400rpm. Los DATs se insertaron con pieza de mano de baja velocidad montados a esta mediante un mandril portaimplantes.

Inserción de DATs

La asignación para la inserción de los DATs fue asignada entre los operadores de la siguiente manera: el operador I en los sitios de inserción -1,2,3,5,7-, el operador II en los sitios de inserción -4 y 6, y III en el sitio de inserción 8. Los operadores

realizaron las inserciones con el uso del sistema de navegación dinámica para seguir los parámetros planeados en cuanto al sitio de entrada, angulación y profundidad de inserción (Fig. 3). Tras terminar las inserciones de los DATs se realizó tomografía TCRC en el mismo el equipo de la TCRC inicial para realizar el respectivo análisis de precisión y evaluación del tejido óseo (Fig. 4). Así mismo se descargó del software el video del procedimiento de navegación dinámica realizado para análisis de las imágenes secuenciales.

Figura 2.

Calibración de los marcadores radiopacos

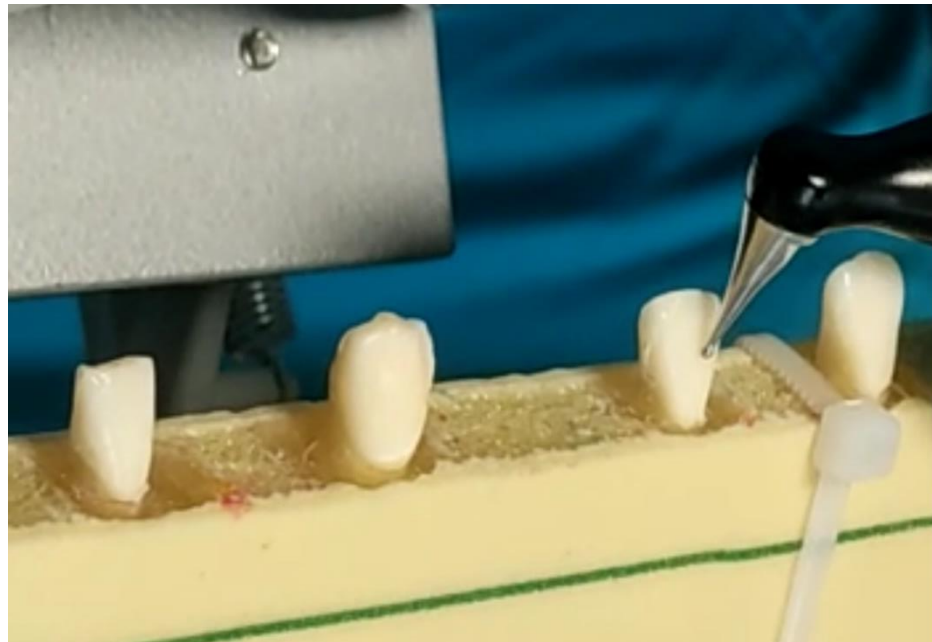


Figura 3.

Insertión de DAT usando sistema de navegación dinámica

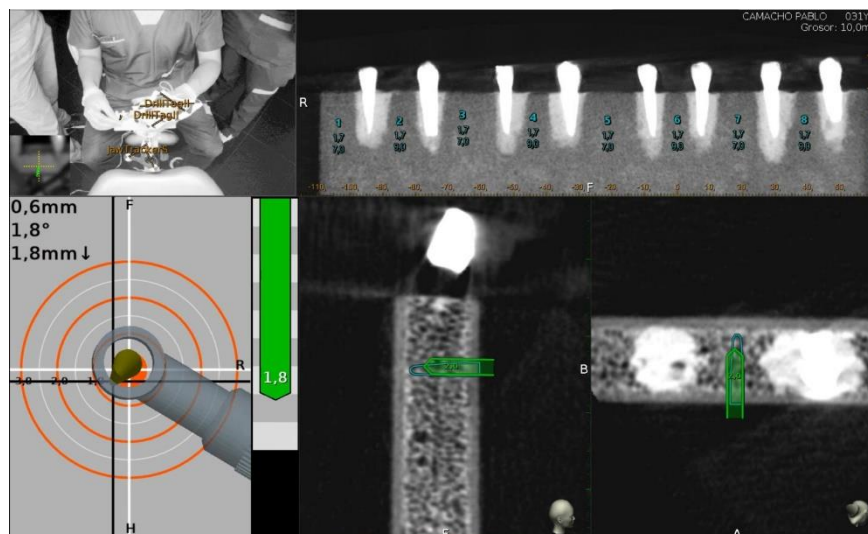
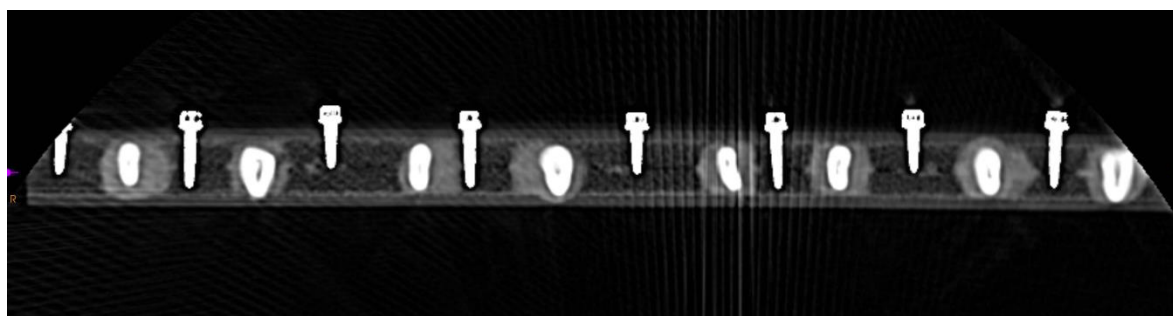


Figura 4.

Imagen TCRC del bloque de poliuretano con DAT insertados



Análisis estadístico

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 que 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 Real Statistics (version 8.3).

RESULTADOS

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

Figura 5.

Diseño DAT de 1,7x7mm

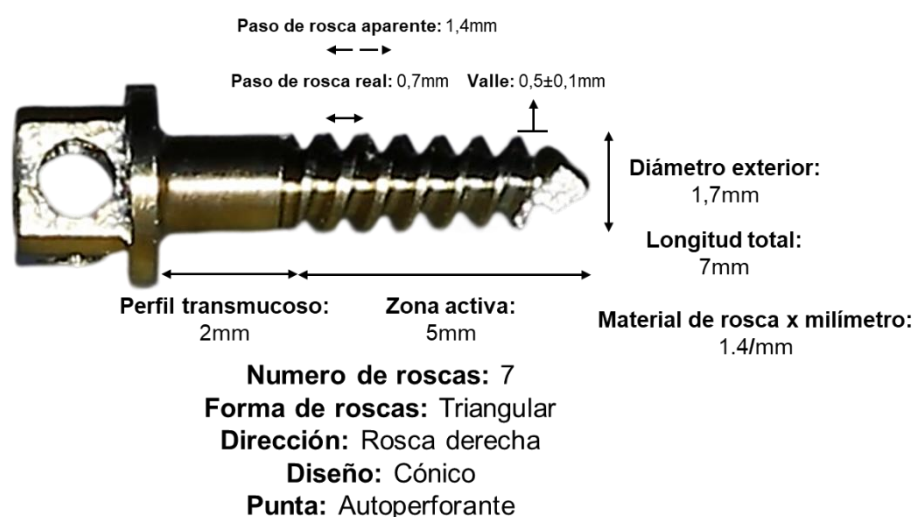


Figura 6.

Diseño DAT de 1,7x9mm



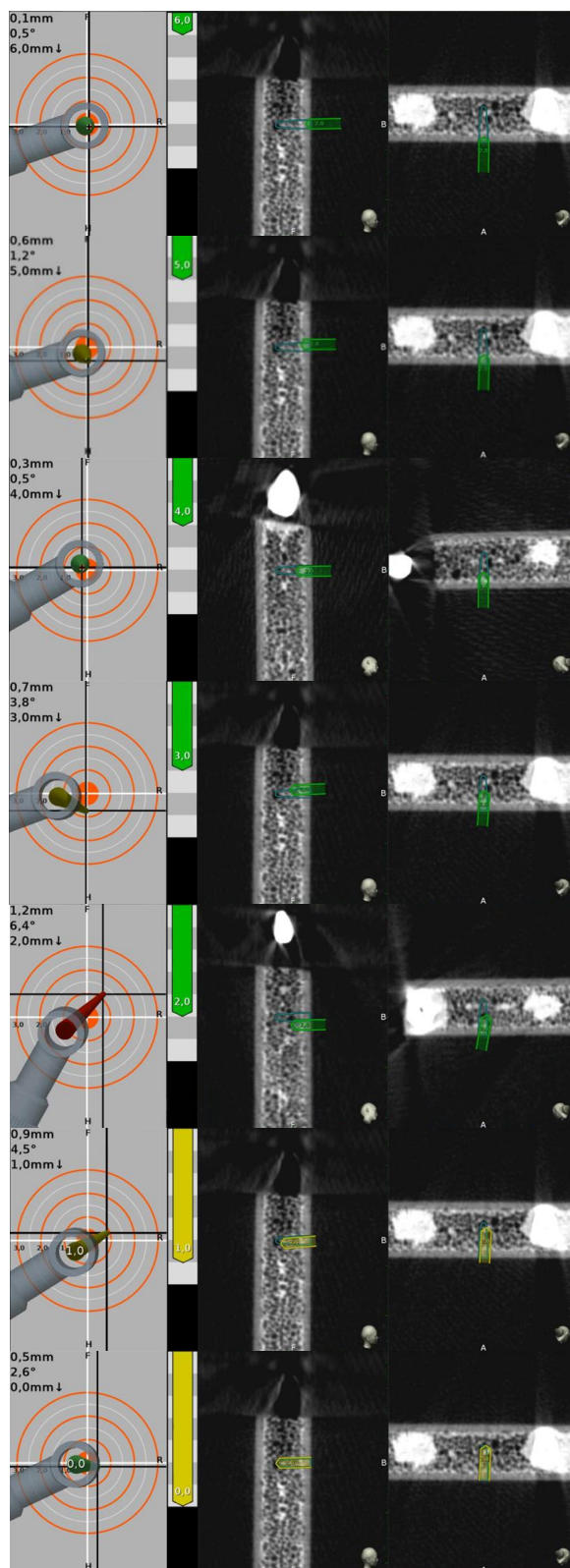
Teniendo en cuenta que el indicador de profundidad mostrado en el software Navident® marca por cada franja vertical 1 milímetro de profundidad de inserción, se correlaciono la cantidad de roscas insertadas por milímetro, en los DATs de 1,7x7mm por cada 0,7mm de inserción se da la entrada de 1 rosca en tejido óseo hasta completarse la entrada de 7 roscas a 4,9mm de profundidad (Fig. 5). 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 (Fig. 6). 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.

La planeación inicial y la tomografía posoperatoria con la posición final de los DAT 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 1).

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

Figura 7.

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

Tabla 1. Valores de angulación planeada y final de los DAT medidos en Evalunav®

COMPARACION DE LA PRECISION DE INSERCIÓN DE LOS DATs				
DAT	PLANEADO		FINAL	
	ANGULACIÓN (Grados)	LONGITUD DE INSERCIÓN mm	ANGULACIÓN(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 2.

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 la angulación no parece verse afectada por la longitud de los DAT al ser insertados con navegación dinámica (Tabla 2). Basados en estos resultados se observa que la inserción de DATs con navegación dinámica ofrece una alta precisión entre la angulación y la longitud planeada en relación con la final.

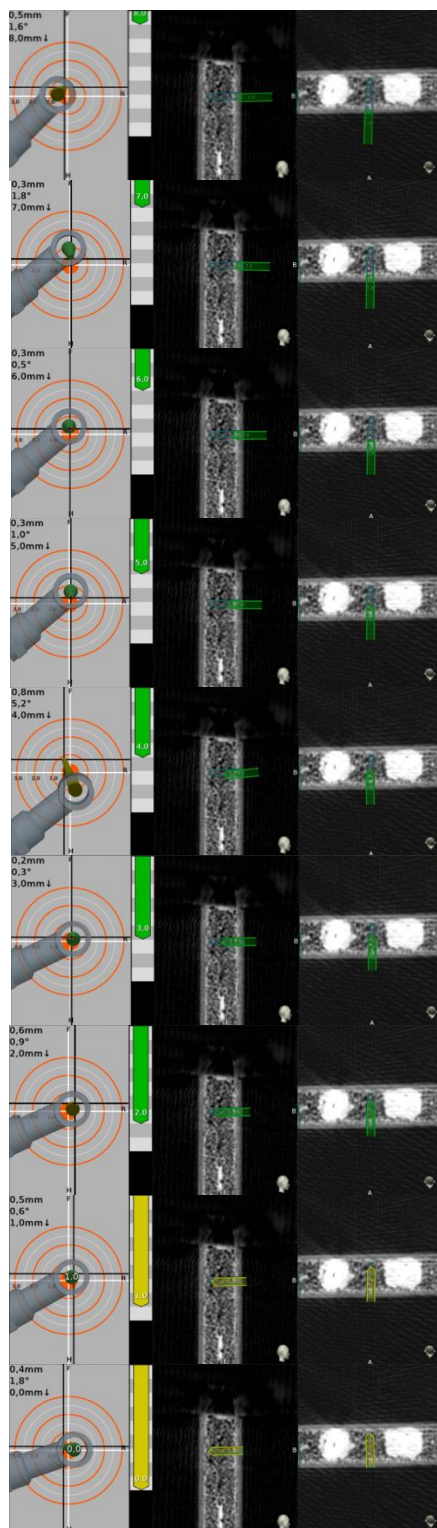
Tabla 3.

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

Figura 8.

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

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 el cual es un material avalado para realización de estudios experimentales en el campo biomédico en la colocación de implantes(6, 9). 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 han evidenciado estudios previos que soporten el uso de esta herramienta de navegación dinámica en la colocación de este tipo de dispositivos.

En el procedimiento se parametrizó el motor de implantes a 400Rpm y 20Ncm como fue indicado por Jara y cols. en 2021(11), 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 que puede generar periimplantitis y por ende el desalojo de dicho dispositivo y no correspondiendo a lo ideal. 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(12), donde realizaron la inserción de 80 DATs ortodóncicos en tibia bovina de dos marcas distintas de 1,8x10mm. En el presente estudio de forma similar se utilizó el sistema; 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 consideró 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. (13). los cuales analizaron 50 DATs de doble rosca insertados en hueso mandibular, estos requirieron un mayor torque de inserción que los DATs de rosca sencilla lo cuales fueron insertados en la misma zona, concordando 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.(14) 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/mm y en un DAT de 9mm por milímetro se insertan 1.71 roscas/mm. Se encuentra correlación con el estudio de Radwan y cols. del 2018(15) donde evalúan 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 en esta investigación aportan evaluaciones aproximadas 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 estos. En este estudio la longitud de la zona transmucosa de los DATs usados fue de 2mm, 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 genera mayor inserción de material de rosca contribuyendo a la traba mecánica, por otra parte en el estudio de Suzuki y Suzuki(16) en el cual evaluaron los valores de torque de inserción y remoción se observó en una muestra de 280 DATs 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 de los DATs, 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 a 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, 17, 18), 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.

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.

RECOMENDACIONES

Para realizar un uso óptimo 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.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la universidad colegios de Colombia UNICOC, por su colaboración y a las doctoras Liliana Jara y Luz Andrea Velandia.

CONFLICTOS DE INTERES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

FINANCIACIÓN

Esta investigación no recibió financiación externa.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983; 17:266-9.
2. Park H-S, Kwon O-W, Sung J-H. Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. J Clin Orthod. 2004;38(5):297–302.
3. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. J Orofac Orthop. 2006; 67: 162-74.
4. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. J Orofac Orthop . 2008;69(2):121–34.
5. Vesper EO, Hammond MA, Allen MR, Wallace JM. Even with rehydration, preservation in ethanol influences the mechanical properties of bone and how bone responds to experimental manipulation. 2017; 97:49–53.
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. Calvert, K. L., Trumble, K. P., Webster, T. J., & Kirkpatrick, L. A. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. Journal of Materials Science. Materials in Medicine, (2010);21(5), 1453–1461.
8. 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):e121–40.

9. 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.
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. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):669–78.
17. 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.

18. Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J. Implant placement accuracy using dynamic navigation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017; 32:92–99.

ANEXOS

FIGURAS

Figura 1

Esquema de colocación de marcadores radiopacos en bloques de Sawbones® para calibración de sensores del sistema Navident®

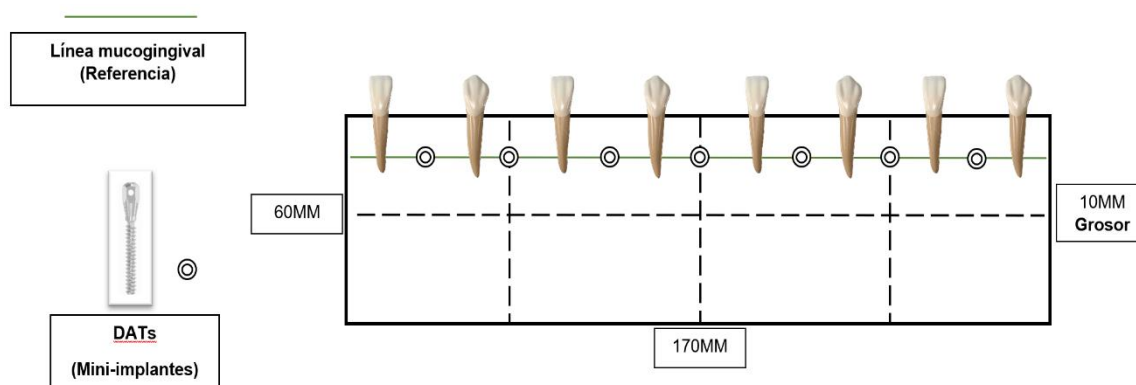


Figura 2

Calibración de los marcadores radiopacos.

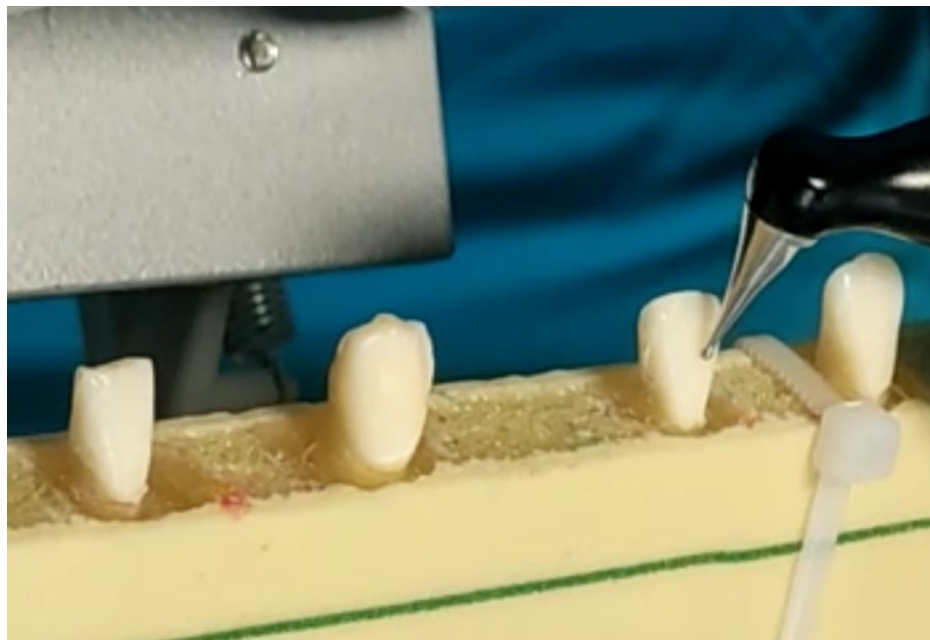


Figura 3

Inserción de DAT usando sistema de navegación dinámica

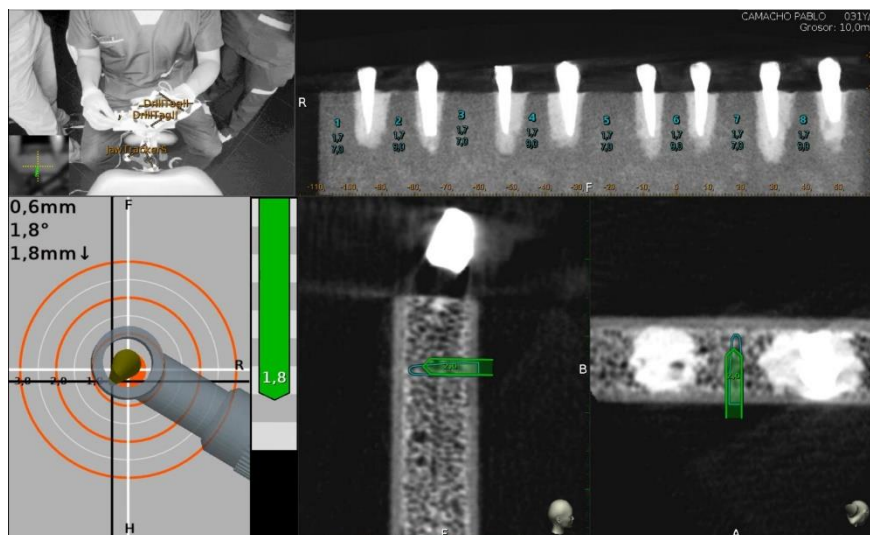


Figura 4

Imagen TCRC del bloque de poliuretano con DAT insertados

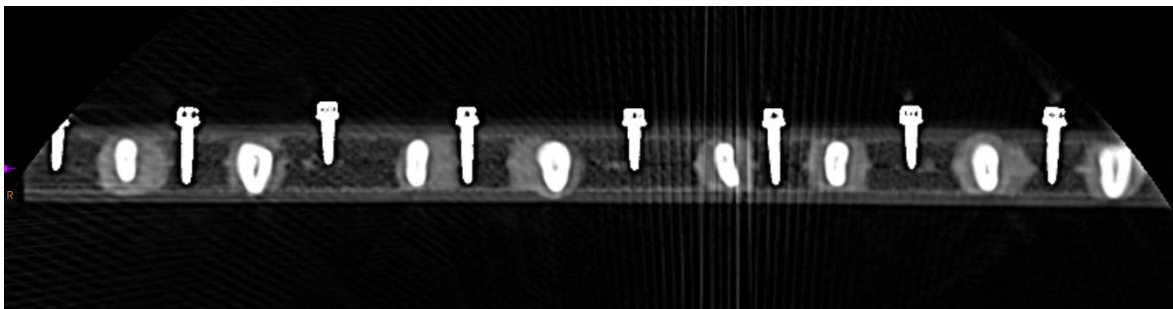


Figura 5

Diseño DAT de 1,7x7mm

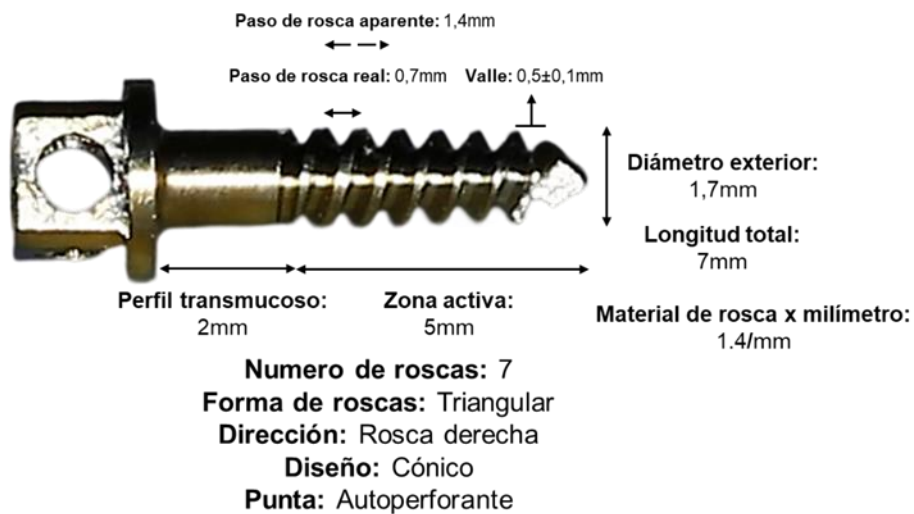


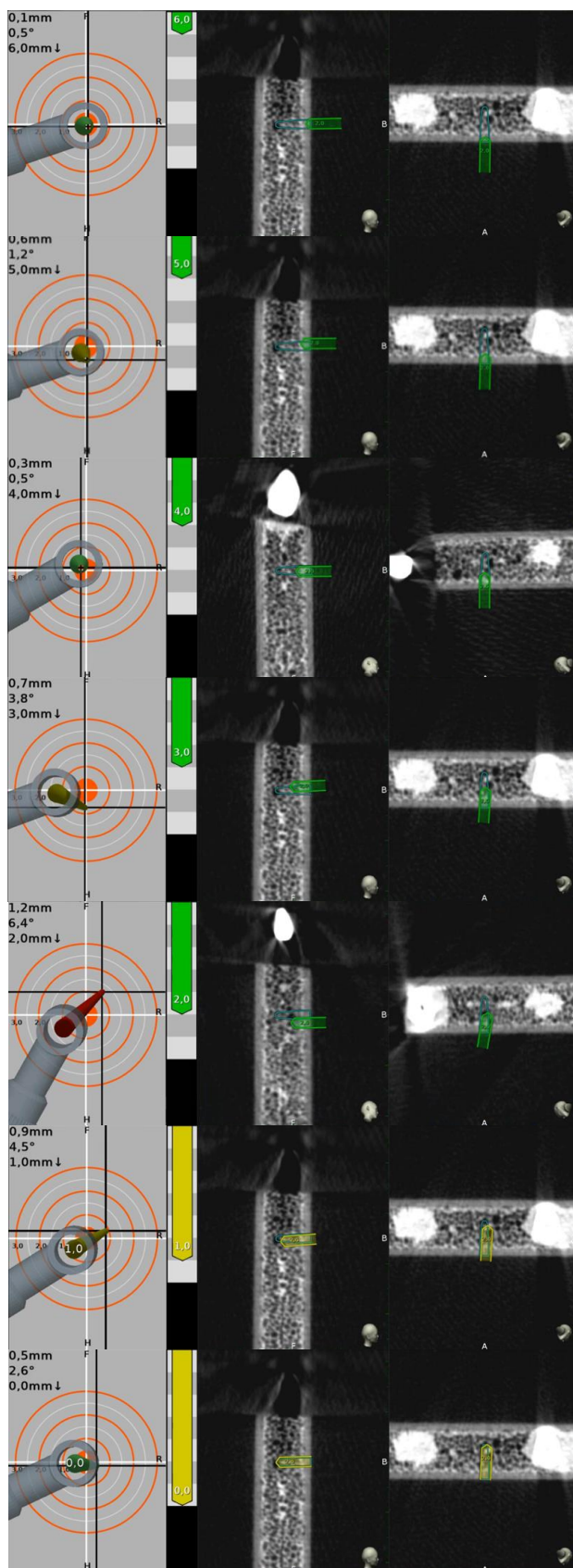
Figura 6

Diseño DAT de 1,7x9mm



Figura 7

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

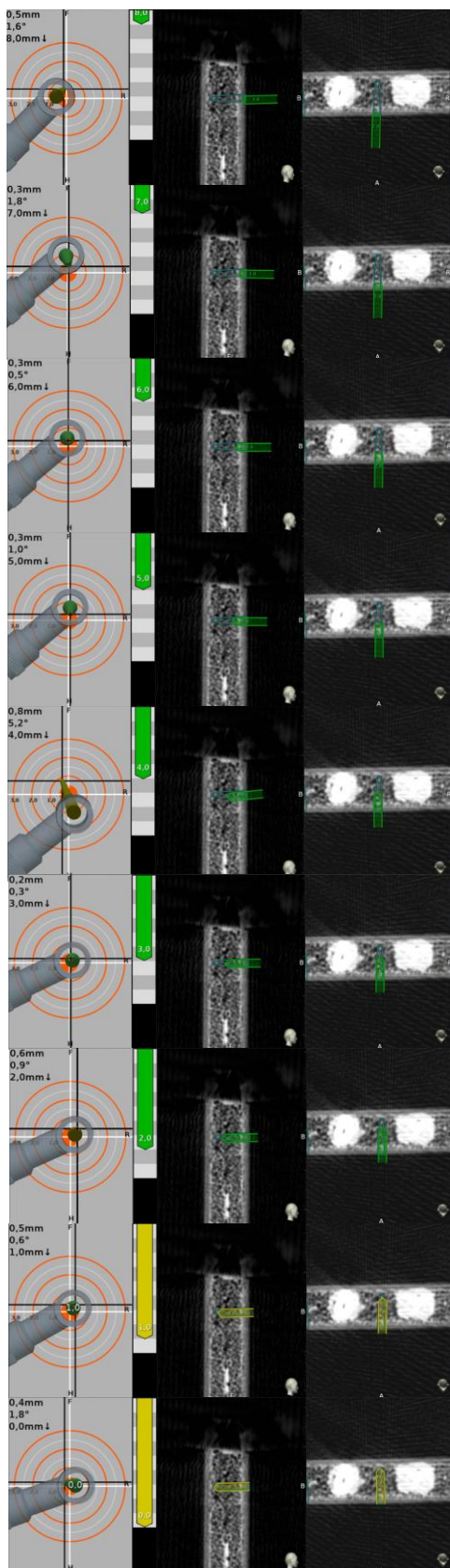
Por 5mm de inserción contacta 7,0 de material de rosca

Por 6mm de inserción entra la zona transmucosa

Inserción completa del DAT hasta la longitud planeada

Figura 8

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

TABLAS

Tabla 1

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 2

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 3

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
ANGULACIÓN FINAL (7)	Mean	88,93	
	rho	-0,90	
	p-value	0,096	
ANGULACIÓN FINAL (9)	Mean	89,02	
	rho		0,26
	p-value		0,742