



**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA
FACULTAD DE MEDICINA**

PROGRAMA DE DOCTORADO EN ODONTOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO COMPARATIVO RELATIVO A LA PRECISIÓN DE LOS
IMPLANTES CIGOMÁTICOS COLOCADOS A MANO ALZADA,
MEDIANTE NAVEGACIÓN ESTÁTICA, DINÁMICA Y REALIDAD
AUMENTADA.**

Autor

Dº. Juan Ramón González Rueda

Directores

Dr. D. Álvaro Zubizarreta Macho

Dr. D. Javier Montero Martín

Dra. Dña. Sofía Hernández Montero

Salamanca, 2024

Al Dr. Álvaro Zubizarreta Macho.

A la Dra. Sofia Hernández Montero.

Al Dr. Javier Montero Martín.

A la profesora Elena Riad Deglow.

A todos los miembros de la Universidad Alfonso X el Sabio, que han participado en este proyecto.

A mi familia, por su apoyo incondicional.



D. JAVIER MONTERO MARTIN, Director del Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca

CERTIFICA:

Que el Trabajo Doctoral titulado “Estudio comparativo relativo a la precisión de los implantes cigomáticos colocados a mano alzada, mediante navegación estática, dinámica y realidad aumentada.” del que es autor D Juan Ramón González Rueda, reú

**FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

Alfonso X El Sabio, s/n.
Campus “Miguel de Unamuno”
37007 Salamanca

Tel.: (34) 923 29 45 00 EXT 1895
Fax: (34) 923 29 45 58

E-mail: cirugia@usal.es

ne los requisitos necesarios para su presentación y defensa ante el Tribunal Calificador para optar al **Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca**

Y para que así conste a los efectos oportunos, firman el presente Certificado en Salamanca a 27 de Diciembre de 2023

Fdo.: Dr. Javier Montero Martin

ÍNDICE GENERAL

1. Introducción.

- Clasificación de los defectos alveolares.
- Implicaciones estéticas del reborde alveolar deficiente.
- Cicatrización ósea.
- Injertos óseos.
- Tipos de injertos óseos.
- Regeneración ósea.
- Requisitos de las membranas de regeneración.
- Los rebordes alveolares tróficos en implantología.
- Técnicas de regeneración ósea.
- Expansión ósea.
- Elevación de seno maxilar.
- Implantes cortos.
- Implantes pterigoideos.
- Implantes cigomáticos.
- Complicaciones.
- Prótesis sobre implantes cigomáticos.
- Bola de bichat

2. Objetivos.

3. Justificación.

4. Hipótesis.

A. Nula.

B. Alternativa.

5. Material y metodos.

6. Resultados.

Artículo 1:

Accuracy of a Computer-Aided Dynamic Navigation System in the Placement of
Zygomatic Dental Implants: An In Vitro Study

Artículo 2:

Accuracy of computer-aided static and dynamic navigation systems in the placement of zygomatic dental implants

Artículo 3:

Accuracy of zygomatic dental implant placement using computer-aided static and dynamic navigation systems compared with a mixed reality appliance. An in vitro study

7. Discusión.

8. Conclusión.

9. Bibliografía

Después de la extracción del diente, se desencadenarán cambios funcionales, fisiológicos, psicológicos y posturales locales. Tras la pérdida temprana de los dientes debido a una enfermedad periodontal avanzada o un traumatismo generalmente da como resultado las deformidades óseas desdentadas restantes. El fenómeno de reabsorción después de la extracción se puede explicar de la siguiente manera: La hueso alveolar es dar sujeción a los dientes, cuando se pierde alguno de los dientes, la tarea desaparece, porque los huesos ya no pueden ser estimulados internamente, lo que provoca atrofia del proceso alveolar. Se manifiesta por la reabsorción gradual del proceso alveolar, y los patrones de reabsorción ósea del maxilar y la mandíbula son diferentes. La posición excéntrica de los dientes en el maxilar superior hace que la cortical vestibular del hueso maxilar sea muy fina y la cortical palatina ósea muy gruesa. Esta situación favorece el desarrollo de deformidad o defecto alveolar durante la extracción dentaria en el maxilar superior, produciéndose la reabsorción de la corteza vestibular y la formación de hueso nuevo. Reabsorción centripeta (1,2).

Cuando el contorno alveolar no es igual al contorno de la estructura ósea de los dientes adyacentes, se considera que el ancho alveolar es insuficiente o deformado y la altura insuficiente se determina considerando la altura de las encías del dientes adyacentes. Debido a que estos tipos de defectos pueden ser causados por una variedad de factores, su ubicación, forma y gravedad también pueden ser diferentes (1,2).

Clasificación de los defectos del reborde alveolar

El proceso irreversible de reabsorción ósea alveolar tridimensional (3D) ocurre a los 6 meses después de la pérdida o extracción del diente, lo que puede representar un desafío para la colocación predecible del implante. Además, el volumen óseo inadecuado puede poner en peligro a largo plazo pronóstico de los implantes dentales. La reconstrucción de las crestas alveolares reabsorbidas ha sido una meta y un desafío para los médicos para optimizar los resultados de la colocación de implantes orales.

Seibert realizó una clasificación de los defectos del proceso alveolar teniendo en cuenta su gravedad:

- Clase I: Pérdida de tejido a lo largo de la dirección del vestibulo lingual (ancho) y a lo largo de la dirección coronal apical (altura)
- Clase II: Pérdida de tejido en la dirección apico coronal (altura) y pérdida de tejido en la dirección vestibulo lingual (ancho).
- Clase III: la combinación de la primera y segunda, hay una pérdida de tejido en altura y anchura.

En lo que respecta a Allen, clasificó los defectos del proceso alveolar residual como:

- Leve: la pérdida ósea es inferior a 3 mm
- Moderada: ósea de 3 a 6 mm
- Grave: ósea superior a 6 mm

Abrams H, Kopczyk R y Kaplan Alan vieron que la incidencia de deformidades alveolares después de la pérdida de los dientes varia en ubicación, anatomía y severidad, el más común es el tipo III (55,8%) o defecto combinado. Este tipo de defecto es el más complicado de tratar debido a la pérdida de tejido en altura y ancho. El segundo defecto en la tasa de prevalencia es el grado I o deformidad vestibulo-linguales (32,3%). Esta puede ser la forma más sencilla de solucionarlo, actualmente existen varias formas de restaurar la cresta ósea a su ancho perdido. Los defectos de tipo II con solo pérdida de altura son los menos usuales, porque la mayoría de las veces ocurren junto con la pérdida de ancho del tejido (3,4,5).

Se han propuesto distintos enfoques quirúrgicos para mejorar el volumen del hueso alveolar, incluidos, entre otros, división de la cresta, osteogénesis por distracción (OD) e injertos óseos de partículas o superpuestos con o sin membranas. Hueso autógeno, extraído de sitios donantes extraorales e intraorales, se ha utilizado ampliamente debido a sus propiedades osteoinductores, osteoconductoras y osteogénicas. Por otro lado, una tasa alta de reabsorción podría comprometer los resultados clínicos de los injertos óseos autógenos. Hasta un 56 % de injertos óseos corticales autólogos, se informa reabsorción en 4 meses en estudios con animales y humanos. Además, estos injertos se relacionan con morbilidad según el sitio de recolección.

La regeneración ósea guiada (GBR), utilizando la aplicación de membranas celulares oclusivas que excluyen mecánicamente las poblaciones de células no osteogénicas de los tejidos

blandos circundantes, es un procedimiento bien documentado y con un contrastado éxito para aumentar la altura y el ancho de la mandíbula atrofada previa a la colocación del implante en comparación al uso de injertos óseos sin la utilización de membranas de sujeción..

Las membranas no reabsorbibles como las membranas reabsorbibles han demostrado eficacia clínica, la membrana reabsorbible se ha convertido en la más utilizada de debido a una mejor compatibilidad con los tejidos blandos. Las principales características necesarias de las membranas de barrera en el proceso regenerativo incluyen biocompatibilidad, integración por los tejidos del huésped, la manejabilidad clínica, propiedades de oclusión celular, y la capacidad de creación de espacio. Se ha demostrado que los injertos óseos que no son protegidos con membranas pueden sufrir reabsorción en su superficie tanto en altura como en anchura, mientras que esta reabsorción del injerto se puede minimizar utilizando membranas.

Aunque se demostraron resultados reproducibles de GBR con alta supervivencia del implante y pocas complicaciones, la importancia de las dimensiones del sitio receptor y sus características y el impacto en los resultados del tratamiento se han investigado menos. Es prudente evaluar el sitio receptor además de la técnica quirúrgica y el sitio donante para tomar la mejor decisión de tratamiento.

Implicaciones estéticas del reborde alveolar deficiente

La presencia de una cresta parcialmente desdentada presenta un problema funcional y estético grave sobre todo en la región anterior.

En un principio parecía imposible solucionar problemas de reabsorciones en el proceso alveolar para poder colocar implantes y se solucionaba con prótesis removible, estas prótesis eran aceptables funcionalmente y estéticamente pero en la actualidad existen procedimientos quirúrgicos para devolver al proceso alveolar sus dimensiones para poder colocar implantes y solucionar el problema. En casos con pérdidas óseas muy acentuadas y muy complicados para poder ser regenerados para poder colocar implantes dentales, recurriremos a la cirugía de colocación de implantes cigomáticos (6).

La cicatrización ósea

El hueso tiene la capacidad de autorregenerarse. En el proceso de reparación ósea el organismo comienza con una respuesta inflamatoria, esta respuesta estimula la generación de tejido de granulación que es rico en capilares, células osteoprogenitoras y fibroblastos. Los osteoblastos, son las células formadoras del hueso, estas células derivan de las osteoprogenitoras del tejido de granulación y empiezan a producir una matriz orgánica de hueso reticular, que se calcificará mediante un proceso de mineralización. Esta masa de nuevo tejido se conoce como “callo óseo” tiene una estructura desorganizada. Con el tiempo, este hueso reticular es sustituido por hueso laminar, comenzando un proceso continuo de reabsorción y aposición ósea. Este proceso al encontrarse es en equilibrio da lugar a la remodelación ósea (3,7).

Los injertos óseos

Existen diferentes métodos para estimular la neoformación ósea. Los injertos se utilizan para sustituir el hueso perdido en los defectos generados por una extracción dentaria, enfermedad periodontal, traumatismo, etc, para preservar la altura y anchura del reborde alveolar de cara a la futura colocación de implantes dentales, así como para regenerar los déficits óseos o las deformidades de los rebordes alveolares edéntulos. Las regeneraciones óseas realizan su función gracias a diferentes procesos(8):

- **Osteogénesis:** Formación y desarrollo de hueso. Un material osteogénico es un compuesto de tejido vivo, con capacidad de crecimiento y reparación de hueso. Las células osteogénicas pueden diferenciarse según la fase de regeneración ósea, promoviendo su formación en tejidos blandos o acelerando el crecimiento óseo (8).

- **Osteoinducción:** Proceso en el que se transforman las células mesenquimatosas indiferenciadas en osteoblastos o condroblastos, mediante factores de crecimiento que podemos encontrar exclusivamente en el hueso vivo. Urist y colaboradores comprobaron que uno de estos factores es una proteína ósea (BMP/Bone Morphogenetic Protein), imprescindible

a la hora de fomentar la osteoinducción. Así la regeneración ósea se estimula y esto nos permite poder formarse en nuevas localizaciones (8).

- **Osteoconducción:** Aporta una matriz física que es, una malla que sirve como guía para la deposición de nuevo hueso. Los materiales de injerto osteoconductores guían la aposición de hueso, pero no lo forman. Los materiales osteoconductores necesitan la presencia de hueso o de células mesenquimatosas diferenciadas para estimularlo (8).

Tipos de injertos óseos

Existen tres principalmente, su origen y composición determina el mecanismo por el cual actúan.

- **Autoinjertos:** Es hueso del propio paciente, material orgánico vivo, que se obtiene del huésped en el procedimiento quirúrgico. Este actúa mediante osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción en el proceso de formación de nuevo hueso. Puede obtenerse de localizaciones intraorales como la tuberosidad del maxilar, la sínfisis mandibular, el propio lugar receptor del injerto, exostosis o hueso eliminado durante el procedimiento quirúrgico. El sitio donante se selecciona según la cantidad y tipo de hueso deseado. Este injerto se considera el “injerto ideal” ya que es el único con capacidad osteogénica (8,9).

- **Aloinjertos:** son injertos óseos de individuos de la misma especie. Se obtienen de cadáveres procesados (8,9).

- **Xenoinjertos:** Tejido óseo de diferente especie a la del huésped (bovinos, porcinos, etc). El bovino es el más utilizado en la actualidad (8,9).

- **Injertos Aloplásticos:** estos injertos son sustitutos de hueso de material sintético como la hidroxiapatita y el fosfato tricálcico. Son exclusivamente osteoconductores (8,9).

Regeneración ósea guiada

La atrofia o reabsorción del hueso alveolar asociada con la pérdida de dientes debido a traumatismo, caries o enfermedad periodontal puede impedir que los implantes dentales se coloquen en la ubicación ideal de la prótesis. En este sentido, se suele combinar con la introducción de implantes para aumentar el déficit de masa ósea y conseguir una mejor función y efectos estéticos a largo plazo. Después de la extracción del diente de la mandíbula, el proceso de remodelación del hueso alveolar continúa con atrofia vertical y vestibular y se intensifica bajo la influencia de una prótesis removible. La curación del espacio alveolar y la regeneración ósea gradual suelen tardar de 4 a 6 semanas, pero la recuperación final puede tardar hasta 4 meses. La ingeniería de tejidos que utiliza membranas y biomateriales permite una mejor curación ósea y reduce la pérdida de hueso alveolar cuando se trata con implantes dentales. De hecho, este tipo de cirugía de regeneración ósea puede recomendarse especialmente en los casos en los que el implante ha destruido la corteza ósea o cuando la cubierta se ha caído durante el proceso de extracción del diente y puede interferir en la colocación del implante. Las técnicas de aumento óseo para la colocación de implantes a menudo requieren el uso de materiales de injerto como el propio hueso.

El proceso de regeneración tras la extracción de un diente sin el ligamento periodontal y con sólo la capacidad de regenerar tejido óseo se denomina regeneración ósea. Después de la extracción, se debe evitar la migración del tejido epitelial y conectivo hacia los alvéolos (el uso de barreras como las membranas puede ayudar) y se debe dar tiempo a los osteoblastos para que proliferen, llenen los alvéolos e inicien la neogénesis ósea (8,9).

La técnica ROG es la opción preferida previa a la colocación del implante cuando existe un defecto óseo que interfiere con la estabilidad inicial del implante o cuando el implante no puede colocarse en la posición ideal guiado por una restauración protésica. Los principales métodos de regeneración ósea se basan en el principio de regeneración de tejidos. Esta es una tecnología que utiliza una membrana de barrera para mantener el epitelio y el tejido conectivo alejados de la herida y crea espacio para que las células de los tejidos circundantes crezcan y formen el tejido trasplantado. En 1990, Seibert & Nyman realizaron un estudio experimental sobre el agrandamiento de la cresta alveolar en perros utilizando la técnica ROG. Crearon grandes defectos en el maxilar y la mandíbula, y después de 90 días

de curación, encontraron que se formaba hueso en el espacio entre la membrana y el lecho óseo en las áreas tratadas con membranas de teflón, con o sin empastes. Sin la membrana los huesos no se formarían. Las mejoras tecnológicas lo han convertido en un método exitoso y predecible para el aumento de la cresta alveolar, el tratamiento de perforaciones y dehiscencias alrededor de los implantes y el llenado de defectos en alvéolos grandes inmediatamente después de la colocación del implante. Los materiales utilizados para fabricar la tecnología ROG históricamente han incluido politetrafluoroetileno (PTFE), politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE), colágeno, ácido poliláctico, ácido poliglicólico, malla de microtitanio y placas de titanio. La evidencia científica sugiere que el uso de membranas absorbibles (ácido poliglicólico o ácido poliláctico) y no absorbibles (e-PTFE) se puede utilizar con éxito para ROG. Sin embargo, la necesidad de un segundo procedimiento quirúrgico para retirar la membrana no absorbible significa que las membranas absorbibles ahora se utilizan más comúnmente en la práctica clínica. Se prefieren aquellos con tasas de absorción más lentas. Sin embargo, las membranas absorbentes disponibles comercialmente no mantienen el espacio adecuado a menos que los defectos sean ideales o se utilicen materiales de relleno. En situaciones en las que existan grandes defectos o en áreas supracrestales la membrana convencional de e-PTFE tampoco mantiene adecuadamente el espacio a menos que sea sostenida por material de relleno. El procedimiento alternativo es el uso de membranas reforzadas con titanio. Su uso ha demostrado ser satisfactorio en aumento vertical del reborde y en el tratamiento de defectos amplios de la apófisis alveolar.

Requisitos de las membranas de regeneración

- Mantener un espacio para la formación de un coágulo.
- Proteger al coágulo.
- Prevenir la entrada de tejido conectivo y de epitelio dentro del defecto o alvéolo a regenerar.
- Ser inerte y biocompatible.
- Fácil de manipulación (10).

Los rebordes alveolares atróficos y la implantología

Los implantes dentales brindan a los cirujanos y pacientes opciones de tratamiento alternativas para prótesis fijas o removibles. Varios estudios clínicos realizados en animales y seres humanos han demostrado que para los pacientes con implantes y edéntulismo maxilar y mandibular parcial o completo, la utilización de implantes intraóseos es un método predecible con una tasa de éxito superior al 90%. Según los criterios de Albrektsson, el éxito del implante depende del grado de integración en el hueso. Sin embargo, el efecto estético final juega un papel cada día más importante y, hasta el día de hoy, también determina el éxito del tratamiento. La condición necesaria para obtener la osteointegración es la existencia de suficiente volumen y vascularización ósea. Si hay algún defecto, es posible que no se coloque el implante, y sea necesario realizar técnicas de regeneración ósea colocando el injerto para que el implante pueda colocarse en el futuro. Después de la extracción del diente, el proceso de curación natural se caracteriza por la combinación del crecimiento óseo en la cavidad alveolar y la absorción ósea vestibulo lingual y coronal apico. El tiempo sin dientes puede hacer que el proceso alveolar desdentado esté en una posición más lingual o más lingual y más baja en altura, lo que hace que la colocación de implantes sea un verdadero desafío (11).

Técnicas regeneración ósea:

En pacientes con un maxilar o mandíbula gravemente reabsorbido, el hueso autógeno continúa siendo el gold estándar para el material de injerto. Además de los riesgos y complicaciones del procedimiento de injerto en sí mismo, también implica un sitio donante con morbilidad quirúrgica asociada, tiempo operatorio adicional y costos adicionales.

Se debe ser consciente de la hecho de que el uso de injertos óseos de cresta ilíaca, por ejemplo, en combinación con implante inmediato o diferido en su colocación, tiene una tasa de fracaso del 10 al 30%. A pesar de numerosas publicaciones, la eficacia de los procedimientos de injerto de seno sigue siendo controvertido.

- **Expansion**

La colocación de implantes para una solución protésica ideal a menudo se ve comprometida o es imposible debido a la reabsorción de la cresta alveolar causada por defectos posteriores a la extracción, enfermedades periodontales, avulsión dental traumática o

edentulismo a largo plazo. Una pérdida ósea horizontal de la cresta alveolar que varía del 29% al 63% después de la extracción del diente se informó previamente en una revisión sistemática. La altura y el ancho suficientes de la cresta alveolar son esenciales para lograr la función y la estética apropiadas de las restauraciones implantosoportadas. Se ha sugerido que la presencia de un ancho óseo alveolar facial y lingual de al menos 1 a 1,5 mm alrededor del implante insertado es un requisito previo para lograr una osteointegración adecuada y un resultado predecible del tratamiento con implantes a largo plazo. Por lo tanto, el aumento lateral del proceso alveolar antes de la colocación del implante suele ser necesario cuando la dimensión de la cresta alveolar es inadecuada.

Las posibles situaciones anatómicas de atrofas de la cresta en horizontal se han clasificado previamente en seis categorías y se han sugerido diferentes protocolos para la reconstrucción ósea. El aumento de la cresta lateral con injerto de bloque óseo autógeno extraído de la rama mandibular ascendente o de la cresta ilíaca generalmente se considera la modalidad de tratamiento preferida para la reconstrucción lateral de deficiencias alveolares severas y se ha documentado una alta tasa de supervivencia de prótesis e implantes en revisiones sistemáticas y metanálisis. Sin embargo, el uso de injertos de bloque óseo autógeno está asociado con el riesgo de morbilidad en el sitio donante, una reabsorción impredecible del material de injerto y un tiempo prolongado de tratamiento del paciente debido a un período de cicatrización adicional del material de injerto. Por lo tanto, se han propuesto estrategias y técnicas de tratamiento alternativas para la reconstrucción horizontal de las deficiencias alveolares que involucran la técnica de cresta dividida, la expansión de la cresta y la regeneración ósea guiada con injerto óseo autógeno particulado en combinación con sustitutos óseos para disminuir la morbilidad posquirúrgica y acortar el tiempo de tratamiento del paciente.

La técnica de split-crest junto con la colocación inmediata del implante consiste en dividir el reborde alveolar longitudinalmente en dos partes utilizando cinces, cirugía piezoeléctrica o sierras oscilantes. La placa de hueso cortical bucal se separa suavemente del hueso medular y se desplaza en dirección labial para aumentar el ancho de la cresta alveolar y permitir la inserción de implantes con un diámetro adecuado. El injerto óseo autógeno particulado o un sustituto óseo se empaqueta a menudo alrededor de los implantes insertados entre la placa cortical bucal y palatina.

La técnica de cresta dividida se comparó previamente con la ROG lateral y con injerto de bloque óseo autógeno y no se encontraron diferencias significativas en la supervivencia del implante entre las dos modalidades de tratamiento, aunque la ganancia en el ancho del reborde alveolar fue significativamente mayor con el aumento del reborde lateral con injerto de bloque óseo autógeno. Sin embargo, la reconstrucción horizontal de las deficiencias de la cresta alveolar se realizó tanto en el maxilar como en la mandíbula. Por lo tanto, actualmente no hay consenso sobre la modalidad de tratamiento quirúrgico ideal para la reconstrucción horizontal de las deficiencias alveolares en el maxilar. Además, el resultado del tratamiento con implantes, incluidas las medidas de resultado informadas por el paciente después de la expansión del reborde alveolar maxilar con la técnica de cresta dividida en comparación con el aumento del reborde lateral con injerto de bloque óseo autógeno, aún no se ha evaluado específicamente en una revisión sistemática.

Existen diferentes técnicas, una de las cuales es la expansión alveolar, que consiste en casos en los que no disponemos de una anchura ósea suficiente como para la colocación del implante, agrandar el lecho mediante el uso de expansores de diámetro ascendente progresivo. Los más grandes aumentarán de manera controlable el diámetro de las crestas a procesar. El implante se colocará dentro en mismo tiempo de operación. También se pueden usar implantes de longitud corta, pero con diámetros más grandes, se pueden usar en el maxilar o la mandíbula (12,13).

- **Elevación de seno maxilar**

Aumento de seno con hueso autólogo o sustitutos óseos es un procedimiento seguro con alta predictibilidad para la rehabilitación de pacientes con maxilares posteriores gravemente atróficos.

Sin embargo, dada la extensión de la red vascular maxilar, no es raro tener complicaciones vasculares que pueden comprometer el resultado de la cirugía. Por ejemplo, puede producirse una hemorragia severa como consecuencia de una hemorragia arterial.

Un buen conocimiento del riego arterial del seno maxilar es obligatorio para los procedimientos quirúrgicos que involucran esta área, como el piso del seno elevación e implantación de materiales de injerto.

La elevación de la superficie inferior del seno maxilar es una técnica quirúrgica compleja a la que se puede acceder ampliamente a través de una abertura vestibular, la mucosa del seno se separa cuidadosamente, de modo que los fragmentos óseos se desplazan directamente hacia arriba. Se visualiza la cavidad, se coloca el implante y se rellena el espacio con hueso autólogo y / o biomaterial. La elevación directa o lateral del seno maxilar es una técnica quirúrgica utilizada para tratar con implantes la disponibilidad ósea es escasa, por lo que se requiere un diagnóstico certero antes de realizar esta técnica quirúrgica. Se debe realizar primeramente un estudio con una ortopantomografía y una tomografía axial computerizada para poder estudiar las disponibilidad de hueso crestal y evaluar el tamaño y estado real del seno maxilar.

Si disponemos de una altura de hueso residual de entre 5-8 mm, es recomendable colocar los implantes en la misma fase que se realiza la elevación del seno maxilar, esto es posible gracias a que el implante consigue estabilidad primaria en el hueso alveolar remanente. En casos de disponibilidad ósea inferior a 5 mm, no se recomienda la colocación de implante de manera simultánea ya que el implante no conseguirá obtener estabilidad primaria. En el caso de encontrarnos ante esta segunda opción, realizaremos la elevación de seno maxilar y deberemos esperar de 4-6 meses para la posterior colocación de implantes (14,15).

• Implantes cortos

Los implantes se utilizan a menudo como una opción de tratamiento para parcial o pacientes totalmente edéntulos. El éxito está directamente relacionado con la proceso de osteointegración y el uso de implantes estándar permite una mayor área de contacto con el tejido óseo, que soporta el proceso de osteointegración. La pérdida de dientes en los maxilares posteriores favorece el proceso de reabsorción del tejido óseo, provocando mayor proximidad al nervio alveolar inferior y al seno maxilar, limitando el uso de implantes más largos. Para superar estos problemas se pueden realizar injertos óseos o de seno maxilar.

Se han indicado regeneraciones para restablecer la altura del tejido óseo y permiten la colocación de implantes estándar. Sin embargo, estas técnicas se asocian con una mayor morbilidad postoperatoria, mayores costos y mayores riesgos de complicaciones durante la rehabilitación del paciente. Así, se utilizan implantes cortos, que se consideran más simples y eficaces para rehabilitar las crestas.

Como no existe consenso sobre la definición de implantes cortos, algunos autores los consideran <10 mm mientras que otros consideran implantes cortos de <8 mm. Las últimas tendencias consideran los implantes con 7 mm de longitud o menos como cortos o implantes extracortos. La discrepancia en la relación corona-implante puede aumentar el riesgo de problemas mecánicos, pero no aumentó el riesgo de pérdida de hueso marginal periimplantario.

Otro aspecto importante a considerar es el área de instalación de los implantes, porque las posibilidades de fallo son mayores cuando los implantes se instalan en hueso de baja densidad, como en la parte posterior maxilar. Sin embargo, no existe consenso sobre la tasa de supervivencia de implantes cortos en la parte posterior del maxilar y la mandíbula. Algunos autores han mostrado bajas tasas de éxito, mientras que otros han encontrado altas tasas de éxito para implantes cortos.

La reabsorción, centrífuga y centrípeta de los maxilares a menudo obstaculizan la rehabilitación ideal del implante. Esta situación ha dado lugar a técnicas como los implantes angulados, los implantes de pterigoideos, implantes cigomáticos y los implantes cortos. Este último se está volviendo cada vez más popular debido a su capacidad para proporcionar una rehabilitación funcional exitosa al reducir la incidencia de cirugía y respetar estructuras cercanas en la mandíbula. Históricamente, el pronóstico de los llamados implantes cortos era peor que el de los implantes convencionales. El implante de 7 mm fue propuesto por Branemark en 1979 para satisfacer las necesidades de reparación de la atrofia ósea severa. Con posterioridad tras ver que en casos con una mala densidad ósea los implantes anchos obtenían buenos resultados, se estudió utilizar ese aumento de grosor en los implantes cortos, obteniendo un éxito 92,3% (2,16,17).

Los implantes cortos muestran pérdida ósea marginal y fracasos de las prótesis y tasas de complicaciones similares a las de los implantes estándar, siendo considerado un tratamiento

predecible para los maxilares posteriores, especialmente en casos que requieran procedimientos quirúrgicos complementarios. Sin embargo, los implantes cortos con una longitud inferior a 8 mm (4-7 mm) se deben utilizar con precaución porque presentan mayores riesgos para el implante y fracasos en comparación con los implantes estándar.

Implantes pterigoideos:

El cráneo presenta una serie de densos contrafuertes (buttresses) óseos que forman un marco protector alrededor de las diferentes cavidades craneofaciales. Los contrafuertes anteriores (frontomaxilares y frontocigomáticos) y los contrafuertes posteriores (pterigomaxilares) son columnas densas de hueso en el maxilar superior, que soportan la fijación con gran estabilidad. Cuando se fijan en arco cruzado, pueden proporcionar una solución a largo plazo para prótesis maxilares al evitar un voladizo. Se introdujo el uso de la región pterigoideo o pterigomaxilar para la retención estable del accesorio.

Los pacientes siempre aprecian la opción de tratamiento no invasivo o mínimamente invasivo, que exige menos tiempo y que comprende menos citas, menos costoso y confiable a largo plazo, preferiblemente sin voladizo con las máximas superficies de masticación que se les presentan. La rehabilitación protésica de carga funcional inmediata de la estructura estomatognática en los maxilares con un procedimiento sin colgajo es el concepto que los cirujanos siempre buscan, si es posible, lograr para la mejor comodidad de sus pacientes. La prótesis dental soportada por implantes ha sido una modalidad de tratamiento comprobada durante bastante tiempo para lograr la rehabilitación funcional de los maxilares. Muchos autores han demostrado la posibilidad de cargar los implantes de manera inmediata. De todos los factores involucrados, la estabilidad primaria parece ser el factor determinante más importante en la carga inmediata del implante. Clínicamente, la densidad ósea del huésped juega un papel importante; es más probable que un implante colocado en hueso compacto y denso garantice la estabilidad inicial y sostenga las fuerzas inmediatas.

El proceso pterigoideo es la unión de la tuberosidad maxilar, la apófisis pterigoidea del hueso esfenoides y la apófisis piramidal del hueso palatino. El límite superior de la unión es la

fisura pterigomaxilar. La altura de la tuberosidad maxilar varía de 1,23 mm a 13,95 mm con un valor medio de 7,45 mm; el ancho de la tuberosidad maxilar distal al 3er molar superior varía de 11,02 mm a 22,61 mm con un valor medio de 16,52 mm; el ancho del proceso pterigoideo varía de 7,30 mm a 15,68 mm con un valor medio de 11,60 mm; y la longitud del maxilar posterior que se extiende desde el margen lateral de la unión pterigomaxilar hasta la raíz del cigoma varía de 21,94 mm a 32,77 mm con un valor medio de 27,18 mm. La raíz del cigoma cae al nivel de la fisura pterigomaxilar sagitalmente. El ancho del proceso pterigoideo o pilar pterigoideo es una columna densa de hueso entre el ala medial y lateral del hueso esfenoides donde el implante pterigoideo debe acoplarse apicalmente. Las dimensiones mencionadas anteriormente son de gran importancia en cuanto a la longitud y el número de implantes que se pueden colocar en el pilar pterigoideo o apófisis, asegurando así que siempre haya espacio cómodo para los implantes pterigoideos.

El abordaje pterigoideo sin colgajo para el encaje del implante exige un conocimiento profundo de las estructuras circundantes y los puntos de referencia óseos que actúan como puntos de referencia que guían el abordaje. Se debe considerar la relación del haz neurovascular con la fisura pterigomaxilar, los músculos especialmente pterigoideo lateral y medial, el proceso hamular, la escotadura hamular y el agujero palatino mayor. La fisura pterigomaxilar es la comunicación entre la fosa infratemporal y la fosa pterigopalatina, situándose la primera lateralmente y luego medialmente a la fisura. El contenido de la fosa pterigomaxilar se divide en dos capas distintas: una anterior, que contiene todos los vasos, y la posterior, que contiene todos los nervios. Por lo tanto, los contenidos vasculares son de importancia con respecto a la fisura pterigomaxilar, lateral a la fisura en la fosa infratemporal, se encuentra el plexo venoso pterigoideo, y el vaso principal en cuestión es la arteria maxilar interna que pasa a través de la fisura pterigomaxilar hacia el agujero esfenopalatino.

La arteria maxilar interna emerge de la arteria carótida externa a nivel subcondilar y pasa a la región anteromedial en lo profundo del cuello condilar de la mandíbula hacia la fosa infratemporal. Se divide en tres partes atendiendo a su trayecto y relación con las estructuras anatómicas: la mandibular como 1ª parte, la pterigoideo como 2ª parte y la esfenopalatina como 3ª parte. La información y el conocimiento sobre el curso de la porción pterigoideo de la arteria maxilar y su relación con el músculo pterigoideo lateral es de gran importancia para evitar accidentes en la colocación del implante pterigoideo.

Los músculos pterigoideos, especialmente el músculo pterigoideo lateral, tienen su importancia en cuanto al curso del por el maxilar interno y la arteria maxilar, que es el sangrador más potente de la región en cuestión. El músculo pterigoideo medial consta de dos cabezas, superficial y profundo. La parte profunda forma la mayor parte de la músculo y se originan en la superficie medial de la lateral placa pterigoideo del hueso esfenoides e insertan en medial superficie del ángulo y rama de la mandíbula. Lateral músculo pterigoideo es el músculo clave de la región infratemporal como los vasos y los nervios. Músculo pterigoideo lateral consta de dos cabezas, superior e inferior. la cabeza superior surge de la superficie infratemporal e infratemporal cresta del ala mayor del esfenoides. La cabeza inferior surge desde la superficie lateral de la placa pterigoideo lateral. El Las fibras del músculo pterigoideo lateral proceden hacia atrás y lateralmente para insertarse en el complejo disco-cápsula de la articulación temporomandibular. El 90% de la segunda parte de la arteria maxilar interna cursa lateral al músculo pterigoideo, 7,5% profundo/medial al músculo pterigoideo lateral, y el 2,5% a lo largo del borde inferior lateral del músculo pterigoideo para entrar en la fisura pterigomaxilar. La arteria maxilar interna discurre superior y lateral a la fisura pterigomaxilar y terminan en la fosa esfenopalatina; cruza al menos 1 cm por encima de la fisura pterigomaxilar.

El proceso hamular es la parte más prominente de la placa pterigoidea medial, que es fácilmente palpable en la orofaringe. La muesca hamular es un surco entre la tuberosidad maxilar y el proceso hamular; es el límite posterior del maxilar y se dirige medialmente hacia el pilar pterigoideo, columna ósea entre las placas pterigoideas medial y lateral. El agujero palatino mayor se encuentra en la parte posteromedial de la tuberosidad que transmite los vasos palatinos descendentes y el nervio palatino mayor. Siempre hay una socavación en la unión alveopalatina en la cara medial del tercer molar superior debido al agujero palatino mayor.

- **Implantes cigomáticos.**

La colocación de implantes dentales tiene como objetivo reemplazar los dientes perdidos para recuperar la función masticatoria y estética. Esta colocación puede verse limitada en los

casos en los que no disponemos de un volumen óseo suficiente para conseguir su correcta inserción y posterior osteointegración de los mismo en el hueso. Para solucionar este problema, existen diferentes técnicas regenerativas tanto con hueso autólogo como heterólogo mediante el uso de aloinjertos o xenoinjerto. En principio, para regenerar se obtiene hueso de un sitio donante y se trasplanta donde sea necesario regenerar posteriormente se colocan los implantes. Se debe esperar cierto grado de morbilidad y pueden ser necesarias dos o tres intervenciones quirúrgicas antes de que los implantes puedan utilizarse funcionalmente.

En casos de atrofas maxilares severas donde no es posible realizar una regeneración ósea mas la colocación de implantes dentales para restablecer la estética y la funcion, en los últimos 20 años la colocación de implantes cigomáticos, generalmente insertados a través del seno maxilar y estabilizados apicalmente en el hueso cigomático, ha demostrado ser una opción eficaz. La colocación de implantes cigomáticos fue introducida por primera vez por Brånemark en 1998 con el objetivo de rehabilitar las funciones masticatorias y estéticas en maxilares atroficos graves. Branemark en su primer estudio, colocó 65 implantes cigomáticos en 27 pacientes y obtuvo una tasa de supervivencia del 100% tras un seguimiento de 12 años (18).

El tratamiento de pacientes con implantes cigomaticos requiere un plan de tratamiento complejo, que incluye un diagnóstico clínico y radiológico por tomografía computarizada, un plan quirúrgico estricto, una buena rehabilitación protesica y el éxito a largo plazo requiere un plan de mantenimiento y una revisiones periódicas. La técnica original de Branemark sugirió colocar dos implantes cigomáticos (uno en cada lado sector posterior) y cuatro implantes convencionales en el área anterior del maxilar. El implante cigomatico se coloca a través del seno maxilar. Posteriormente, este protocolo se modificó colocando 4 implantes cigomaticos (dos a cada hueso malar), especialmente en pacientes con hueso insuficiente en la parte anterior del maxilar por atrofia severa. En los últimos 20 años, los procedimientos quirúrgicos para la colocación de implantes cigomaticos ha evolucionado y se han visto sometidos a modificación (18).

En 1970 Linkow presentó una técnica quirúrgica para rehabilitar atrofas maxilares extremas colocando un implante liso de 2 mm de diámetro insertado apicalmente en el hueso cigomático. Se han desarrollado nuevos procedimientos y mejoras desde la descripción de la

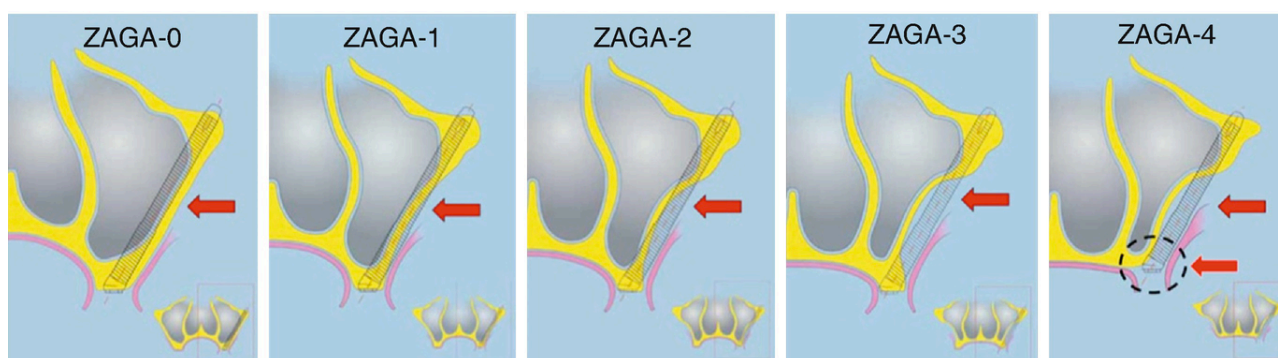
técnica quirúrgica clásica en 1998. Stella y Warner introdujeron el "enfoque de ranura sinusal" en 2000, método de implante cigomático que minimiza la presencia del implante cigomático a través del seno, mejorando la orientación y emergencia del implante, ya que permite un ángulo más vertical de las fijaciones que la técnica original. En 2013 Aparicio propuso una técnica quirúrgica basada en la relación entre el complejo de la cresta cigomática- alveolar y las diversas vías de implantes cigomáticos guiados por anatomía (ZAGA) (19).

El paciente edéntulo atrófico maxilar puede requerir múltiples cirugías y aumento óseo para lograr un resultado fijo. La introducción de los implantes cigomáticos por Brånemark en 1988 permitió la utilización del esqueleto facial como anclaje para rehabilitación bucal. Diez años más tarde, tras un éxito clínico comprobado, este implante se puso a disposición del profesión dental.

Este enfoque sin injerto fue inicialmente pensado para pacientes que presentaron un maxilar atrófico, y por diversas razones no pudieron someterse a la elevación del seno, los injertos y la colocación de implantes “tradicionales”. También estaba indicado para quienes preferían para evitar múltiples cirugías, elevaciones de senos nasales y colocación de huesos. Estos últimos ampliaron los tiempos de tratamiento para la cicatrización y posterior colocación del implante. También eliminó la necesidad de emplear una transición a largo plazo, prótesis antes de la fabricación de la prótesis definitiva. El protocolo inicial de Brånemark exigía la colocación de dos implantes cigomáticos bilateralmente en el maxilar posterior e implantes en el maxilar anterior. Todos los implantes se ferulizan con una prótesis rígida en el momento de la cirugía. Siguiendo la fase de curación recomendada de 6 meses se fabrica una prótesis dental fija definitiva.

La técnica de colocación de los implantes cigomáticos ha cambiado con el tiempo. Inicialmente, la técnica era intrasinusal, es decir, requería la apertura de una ventana lateral en el seno maxilar y la elevación de la membrana. Para permitir un abordaje más anatómico y protésico, la técnica original ha sido modificada mediante la introducción de una vía extrasinusal para implantes cigomáticos. Actualmente, muchos médicos modifican su técnica de colocación de implantes cigomáticos para adaptarse a los diámetros anatómicos de los pacientes en un llamado abordaje guiado por anatomía cigomática ZAGA (Figura 1). En este enfoque, la preparación del sitio del implante está guiada por la anatomía del área y no hay ventana inicial.

La ranura se abre en la pared lateral del seno maxilar. Así, dependiendo de la relación entre el contrafuerte cigomático y el punto de inicio intraoral del implante cigomático, la trayectoria del cuerpo del implante variará de ser completamente intrasinusal a ser completamente extrasinusal (Tabla 1), es decir, este abordaje para la colocación del implante cigomático no es ni 'interno' ni 'externo' a la pared del seno sino que, en cambio, promueve la colocación del implante cigomático de acuerdo con la anatomía del paciente (20,21,22).



Dibujo esquema de la clasificación ZAGA (Figura 1).

Zaga type	Hueso malar - cresta alveolar	Recorrido del implante
0 intra sinusal	Maxilar anterior plano pero con dimensión horizontal mantenida	Implante intrasinusal, sin ventana sinusal, en contacto con el hueso malar y la cresta alveolar. Contacto en ocasiones con pared lateral interna del seno
I combinado intra extra s.	Maxilar anterior levemente concavo, dimension horizontal mantenida	No se realiza ventana en el seno, la cabeza del implante se encuentra en la cresta. Se conforma un riel en la pared lateral del seno, implante generalmente INTRA sinusal. ioi contacta con hueso malar pared lateral seno y maxilar.

Zaga type	Hueso malar - cresta alveolar	Recorrido del implante
II combinado intra extra s.	Maxilar anterior concavo, dimension horizontal mantenida	No se realiza ventana en el seno, la cabeza del implante se encuentra en la cresta. Se conforma un riel en la pared lateral del seno, implante EXTRA sinusal. ioi contacta con hueso malar pared lateral seno y maxilar.
III extra sinusal	Maxilar anterior muy cóncavo, dimensión horizontal mantenida	No se realiza ventana en el seno, la cabeza del implante se encuentra en la cresta. Implante EXTRA sinusal. ioi contacta con hueso malar pared lateral seno y maxilar. La parte media del implante no contactara debido a la concavidad del maxilar, tendrá apoyo maxilar y zgomático apical.
IV extra maxilar	Cresta alveolar del maxilar con atrofia severa vertical y horizontal, perdida de dimensión horizontal.	La cabeza del implante quedará a vestibular del hueso maxilar (muy reabsorbido) no se realiza osteotomía, no se realiza ventana en el seno, se entra con la fresa por la pared del seno. Implante EXTRA sinusal, solo contacta con cigoma y pared lateral del seno.

Tabla clasificación ZAGA (Tabla 1).

Las contraindicaciones extremadamente absolutas para la colocación de implantes cigomáticos son las infecciones agudas del seno, las patologías óseas maxilares o cigomáticas y los trastornos sistémicos no controlados o malignos subyacentes. Las contraindicaciones relativas son infecciones crónicas del seno maxilar y fumar más de 20 cigarrillos al día. La colocación de implantes cigomáticos en pacientes que usan bifosfonatos es hasta el día de hoy debatida. Un seno maxilar con cualquier patología debe tratarse preferiblemente antes o durante los procedimientos quirúrgicos. La intervención quirúrgica para la colocación de implantes cigomáticos, con los dispositivos sistemáticos que se ofrecen actualmente en el mercado, resulta ser muy desafiante y ardua y con frecuencia requiere el uso de anestesia general. Las secuelas postquirúrgicas descritas en la literatura, tales como rinosinusitis, sinusitis, parestesia, fístula oroantral, mucositis y perimplantitis, dehiscencias de tejidos blandos, representan hasta el día de hoy un límite crítico y significativo para la implementación de la cirugía de implantes cigomáticos y la regular práctica de este procedimiento (24,25,26).

Se pueden insertar de uno a tres implantes cigomáticos a través de la cresta alveolar para enganchar el cuerpo de cada hueso cigomático, sin embargo, más comúnmente se colocan dos implantes cigomáticos en cada cigoma, que se pueden cargar inmediatamente si se insertan con un torque suficiente. Esta es una gran ventaja potencial sobre los procedimientos convencionales de aumento óseo, ya que los pacientes podrían rehabilitarse funcionalmente en un solo día en lugar de someterse a dos o tres procedimientos quirúrgicos durante varios meses. Por lo tanto, los implantes cigomáticos son una alternativa al aumento óseo convencional y la rehabilitación con implantes para maxilares severamente atróficos (21,22).

- **Complicaciones**

La combinación de una neumatización del seno maxilar con la reabsorción alveolar posterior a menudo resulta en hueso insuficiente para el anclaje del implante, constituyendo un reto terapéutico. En estas condiciones generalmente se requiere aumento óseo para permitir la colocación de implantes en cantidad y longitud suficientes. Defectos de maxilectomía, seno maxilar la aplasia y las deformidades hendidas son condiciones aún más desafiantes.

La colocación de implantes cigomáticos (ZI) es una de las diversas técnicas descritas en la literatura para tratar el maxilar atrófico, y varios estudios prospectivos han demostrado éxito. Una revisión bibliográfica sobre la supervivencia de los implantes cigomáticos observó que la mayoría de los fallos se detectaban hasta 6 meses después de la cirugía. El uso de ZI ha demostrado ventajas, como un acortamiento considerable del tiempo de tratamiento, una morbilidad reducida, la técnica elimina la necesidad de un injerto (y en consecuencia de un sitio donante de injerto), una reducción número de implantes necesarios para soportar prótesis fijas y una reducción de los costes de los pacientes. Los implantes cigomáticos han permitido al cirujano superar la deficiencia ósea local al involucrar el tejido duro en el hueso cigomático, permitiendo una mayor retención y estabilidad de los implantes y la prótesis.

Sin embargo, la técnica tiene algunas desventajas. En primer lugar, la instalación de ZI es un importante procedimiento quirúrgico y debe ser realizado únicamente por doctores debidamente capacitados. Hay un riesgo considerable de complicaciones de los tejidos blandos alrededor de los pilares y de sinusitis. Puede ser necesario un diseño protésico complejo cuando

es necesario colocar implantes cigoamáticos en una ubicación más palatina. Además, un eventual fracaso de una ZI puede requerir un tratamiento más complejo e invasivo en comparación con los fracasos de los implantes convencionales.

Prótesis sobre implantes cigomáticos:

La pérdida de dientes provoca atrofia ósea de la cresta alveolar hasta 1/3 de la altura original dentro de unas pocas semanas después de la extracción. En los años siguientes, la atrofia progresa tanto desde la cresta como desde el eje sinusal resultado de la proliferación invasiva de la mucosa del seno maxilar. La forma y estructura de los huesos cigomáticos se presentó bien como anclaje alternativo para implantes más largos (implantes cigomáticos). Las limitaciones para el uso más integral de este método quirúrgico consisten en una cirugía invasiva bajo anestesia general y desafíos protésicos con cabezas de implante posicionadas palatinamente.

Los implantes cigomáticos introducidos por primera vez por el profesor Per-Ingvar Brånemark en 19883 tenía una superficie mecanizada y una longitud de 35 a 52,5 mm. El protocolo original consistía en dos implantes cigomáticos colocados bilateralmente (uno a cada lado) y cuatro implantes regulares en el maxilar anterior. Los implantes cigomáticos discurren a través de la luz del seno maxilar, con las cabezas de los implantes sobresaliendo en el lado palatino del alveolar crestal.

Los implantes cigomáticos redujeron el tiempo de tratamiento general (rehabilitación completa del arco superior) y eliminaron la necesidad de injerto óseo en el seno maxilar. Luego, el protocolo se modificó a cuatro implantes cigomáticos implantados 2 en cada lado para pacientes que no tienen suficiente hueso en la parte anterior del maxilar.

El objetivo y futuro de estas prótesis fue, en primer lugar, facilitar las prótesis moviendo la cabeza del implante hacia la cresta crestal. Por lo tanto, comenzamos a colocar implantes cigomáticos más mesialmente en posición de 2/3 y 4/5.

Luego se evoluciono intentando evitar el seno para que el procedimiento fuera menos invasivo y minimizar el riesgo de sinusitis postoperatoria por lo que se trataba de entrar al seno

maxilar lo más arriba posible para evitar comunicaciones y los implantes lo más a bucal posible,. En cresta se intenta preservar un puente óseo alrededor de la cabeza del implante tanto como fuera posible para evitar la recesión del tejido blando alrededor del pilar protésico.

La evolución del protocolo para la colocación extrasinusal consideró la mejora de la posición del pilar y también cómo evitar la recesión mucosa a su alrededor. Necesitamos un implante con rosca cresta y conexión interna para que el implante pueda colocarse subcresta con pilar protésico que emerge en la parte superior de la cresta alveolar.

Los implantes cigomáticos tienen una longitud de 30 a 65 mm y se adaptan al protocolo quirúrgico con osteotomía simultánea. Se colocan pilares Multi-Unit con un perfil emergente con cambio de plataforma para ambos hueso y tejidos blandos.

El protocolo quirúrgico del implante implica la colocación extra-sinusal del implante en el cuerpo del hueso cigomático. El implante cigomático debe colocarse subcrestalmente para colocar el pilar en la parte superior de la cresta alveolar. Para un aumento de tejido blando de en pacientes con mucosa delgada o biotipo fino realizamos aumento de tejido blando con la bola de Bichat pediculada.

Bola de Bichat

Se describió por primera vez un colgajo pediculado de almohadilla de grasa bucal por Egyedil en 1977 para el cierre de oroantral y comunicaciones oronasales secundarias a resecciones oncológicas. Estudió a cuatro pacientes en quienes el colgajo de almohadilla de grasa bucal, cubierto con un espesor dividido injerto de piel, se utilizó para cubrir defectos que varían en diámetro de 1 a 4 cm. Nader describió el uso de la almohadilla adiposa bucal como injerto libre en la cavidad bucal en 1983. En 1986, Tideman presentó que el colgajo pediculado de grasa bucal se epiteliza en 2 a 3 semanas; por lo tanto, no era necesario cubrirlo con un injerto de piel. Estudió un serie de 12 pacientes en los que la grasa bucal el colgajo se utilizó para reconstruir defectos intraorales después de la extirpación del tumor. Desde entonces, ha habido varios estudios sobre el uso de este colgajo para el cierre de las comunicaciones oroantrales y oronasales. secundaria a exodoncia. Sin embargo, hay menos estudios sobre el uso

del colgajo de grasa bucal como opción reconstructiva tras la resección tumoral. Hoy en día, la grasa bucal ha logrado grande importancia en el campo de la cirugía estética facial, en lo que respecta a la modificación del contorno facial y la prominencia malar.

La almohadilla de grasa bucal se encuentra en el espacio masticatorio entre el músculo buccinador medialmente y el músculo masetero lateralmente, y se envuelve dentro de una fina envoltura fascial. Está íntimamente asociado con los músculos de la masticación, el nervio facial y el conducto parotídeo. Generalmente ha sido la bolsa de grasa bucal consiste en una capa principal cuerpo y cuatro extensiones.^{3,4} Los más importantes parte de la grasa durante la masticación en la parte superior pieza que tiene una función deslizante. El cuerpo cubre la mayoría de las fibras superiores del músculo buccinador y se extiende hacia adelante a lo largo del vestíbulo bucal hasta el segundo molar superior. La grasa entre ambas láminas de la fascia temporal, aunque generalmente se considera que forma parte de la almohadilla de grasa bucal, es anatómicamente independiente y no pertenece a la grasa bucal. Esta grasa es diferente en calidad y color; no es continuo con el espacio masticatorio, y su irrigación vascular es diferente a la de la bolsa de grasa bucal.

El suministro de sangre a la capa de grasa bucal se deriva de las ramas bucal y temporal profunda de la arteria maxilar, desde la transversa facial rama de la arteria temporal superficial, y de unas pequeñas ramas de la arteria facial.

La grasa en la almohadilla adiposa bucal es diferente de la el del tejido graso subcutáneo; Es más similar a la grasa orbitaria. El volumen medio de la grasa bucal es de 10 ml. con un espesor medio de 6mm a 12mm y un peso aproximado de 9,3gr. Es capaz de cubrir defectos pequeños a medianos de unos 4 cm de diámetro. Se cree que la función de la grasa bucal es llenar el espacio masticatorio, actuando como un cojín para los músculos masticatorios; para contrarrestar presión negativa durante la succión en el recién nacido, como una rica red venosa, con estructuras valvulares, posiblemente involucrado en el flujo sanguíneo exoendocraneal a través del plexo pterigoideo.

Analizar y comparar precisión de los implantes cigomáticos colocados a mano alzada, mediante navegación estática, dinámica y realidad aumentada.

El objetivo de este trabajo es investigar nuevas técnicas en la colocación de implantes cigomáticos para conseguir simplificar la técnica y reducir la morbilidad de la misma sobre el paciente, comparando diferentes métodos de colocación como son el método tradicional a mano alzada, mediante la utilización de una férula quirúrgica con orificio de entrada maxilar y apoyo maxilar y malar, mediante navegación dinámica con Navident y colocándolos con las gafas de realidad mixta 3D.

NULA (H_0)

No existen diferencias estadísticamente significativas en la precisión de los implantes cigomáticos colocados a mano alzada, mediante navegación estática, dinámica y realidad aumentada.

ALTERNATIVA (H_1)

Existen diferencias estadísticamente significativas en la precisión de los implantes cigomáticos colocados a mano alzada, mediante navegación estática, dinámica y realidad aumentada.

Article

Accuracy of a Computer-Aided Dynamic Navigation System in the Placement of Zygomatic Dental Implants: An In Vitro Study

Juan Ramón González Rueda ¹, Irene García Ávila ¹, Víctor Manuel de Paz Hermoso ², Elena Riad Deglow ¹, Álvaro Zubizarreta-Macho ^{1,3,*}, Jesús Pato Mourelo ⁴, Javier Montero Martín ³ and Sofía Hernández Montero ¹

¹ Department of Implant Surgery, Faculty of Health Sciences, Alfonso X El Sabio University, 28691 Madrid, Spain; jgonzrue@myuax.com (J.R.G.R.); igarcavi@gmail.com (I.G.Á.); elenariaddeglow@gmail.com (E.R.D.); shernmon@uax.es (S.H.M.)

² Department of Maxillofacial Surgery, Quiron Health Hospital, 28002 Madrid, Spain; vdepaz@gmail.com

³ Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca, 37008 Salamanca, Spain; javimont@usal.es

⁴ Department of Surgery, Faculty of Dentistry, University of Navarra, 31009 Pamplona, Spain; jpatomourelo@hotmail.com

* Correspondence: amacho@uax.es



Citation: González Rueda, J.R.; García Ávila, I.; de Paz Hermoso, V.M.; Riad Deglow, E.; Zubizarreta-Macho, Á.; Pato Mourelo, J.; Montero Martín, J.; Hernández Montero, S. Accuracy of a Computer-Aided Dynamic Navigation System in the Placement of Zygomatic Dental Implants: An In Vitro Study. *J. Clin. Med.* **2022**, *11*, 1436. <https://doi.org/10.3390/jcm11051436>

Academic Editors: Adolfo Di Fiore and Giulia Brunello

Received: 9 February 2022

Accepted: 3 March 2022

Published: 5 March 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The objective of this in vitro study was to evaluate and compare the accuracy of zygomatic dental implant (ZI) placement carried out using a dynamic navigation system. **Materials and Methods:** Forty (40) ZIs were randomly distributed into one of two study groups: (A) ZI placement via a computer-aided dynamic navigation system ($n = 20$) (navigation implant (NI)); and (B) ZI placement using a conventional free-hand technique ($n = 20$) (free-hand implant (FHI)). A cone-beam computed tomography (CBCT) scan of the existing situation was performed preoperatively to plan the surgical approach for the computer-aided study group. Four zygomatic dental implants were placed in anatomically based polyurethane models ($n = 10$) manufactured by stereolithography, and a postoperative CBCT scan was performed. Subsequently, the preoperative planning and postoperative CBCT scans were added to dental implant software to analyze the coronal entry point, apical end point, and angular deviations. Results were analyzed using the Student's *t*-test. Results: The results showed statistically significant differences in the apical end-point deviations between FHI and NI ($p = 0.0018$); however, no statistically significant differences were shown in the coronal entry point ($p = 0.2617$) or in the angular deviations ($p = 0.3132$). Furthermore, ZIs placed in the posterior region showed more deviations than the anterior region at the coronal entry point, apical end point, and angular level. Conclusions: The conventional free-hand technique enabled more accurate placement of ZIs than the computer-assisted surgical technique. In addition, placement of ZIs in the anterior region was more accurate than that in the posterior region.

Keywords: implantology; computer-aided surgery; image-guided surgery; zygomatic implants; navigation system

1. Introduction

Zygomatic implants (ZIs) have proven to be a suitable treatment option in the restoration of the extremely atrophic, totally edentulous maxillae usually caused by maxillary resection in patients with oncological pathologies, congenital deformities, or metabolic disorders—patients undergoing radiotherapy—or immunosuppressed patients [1]. ZIs are especially indicated for use in patients with compromised vascularization, which can affect the outcome of bone grafts used to regenerate maxillary defects; they are also indicated in cases of incompatibility of the donor area [2]. Specifically, ZIs provide a predictable treatment option that prevents long waiting times before prosthetic rehabilitation when compared with alternative techniques for conventional implant placement using grafting materials [3]. Additionally, a recent meta-analysis reported a failure rate of 2.89% (CI-95%

1.83–3.96%) associated with conventional-length dental implants ($n = 3549$), while the failed implantation of ZIs ($n = 1895$) had an estimated incidence rate of 0.69% (CI-95% 0.21–1.16%) over a follow-up period ranging from 3 to 163 months [4].

In 1988, Branemark first described using an intrasinus placement approach for ZIs; however, this technique can lead to sinusitis, dental implant failure, oroantral fistula, periorbital and conjunctival hematoma or edema, paresthesia, difficulty speaking, pain, and edema [5]. Alternative placement approaches that depend on bone availability have subsequently emerged, such as the extrasinusal, extramaxillary, or slot techniques [6]; however, these are not devoid of intraoperative complications, which are primarily linked to operator experience. Therefore, preoperative planning techniques using cone-beam computed tomography (CBCT) scans [7] have been recommended to enable accurate computer-aided surgery with both static and dynamic navigation systems [8]. These increase the accuracy of dental implant placement, thereby reducing the risk of intraoperative complications and maintaining high survival rates of patients receiving dental implants [9]. Computer-aided surgery using static navigation systems has been widely used for the placement of conventional-length dental implants, showing a high success rate; furthermore, static navigation techniques have shown a mean horizontal deviation of 1.2 mm at the coronal entry point, 1.4 mm at the apical end point, and an angular deviation of 3.5° [10]. Computer-aided surgery using dynamic navigation systems has shown lower mean horizontal deviations at the coronal entry point (0.71 ± 0.40 mm), apical end point (1.00 ± 0.49 mm), and angular deviation ($2.26 \pm 1.62^\circ$) [11]. Therefore, image-guided surgery approaches have been recommended to help increase the accuracy of ZI placement, preventing intraoperative and postoperative complications, as the length of ZIs is almost five times greater than a conventional-length dental implant; therefore, an entry-point or angular deviation of the dental implant bur may increase the apical-point deviation [12]. In addition, computer-aided surgery using dynamic navigation systems allows for free-hand implant navigation using high-precision motion tracking technology, preventing anatomical injuries [13]. Image-guided navigation systems also increase the accuracy of dental implant placement using artificial fiducial markers, which provide a virtual coordinate system linked to the surgical field or coordinate system of the patient [14]. However, computer-aided navigation systems are more expensive than surgical templates, and their accuracy depends on the learning curve and experience of the operator [15].

The objective of the present study was to evaluate the accuracy of placing ZIs using a dynamic navigation system. The null hypothesis (H_0) stated that accuracy rates do not differ when comparing placement of ZIs using a dynamic navigation system versus a free-hand approach.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design

This *in vitro* study was carried out between January and March 2021 at the Dental Center of Innovation and Advanced Specialties at Alfonso X El Sabio University in Madrid, Spain. The Ethical Committee of the Faculty of Health Sciences at Alfonso X El Sabio University approved the study in December 2020 (Process No. 25/2020). The patient gave their informed consent for the researchers to use their preoperative cone-beam computed tomography (CBCT) scan for the purposes of this study.

2.2. Experimental Procedure

Forty (40) ZIs (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were planned and placed in teeth in positions 2.4 (4.3 mm $\times$ 30 mm, internal taper and conical wall), 2.2 (4.3 mm $\times$ 50 mm, internal taper and conical wall), 1.2 (4.3 mm $\times$ 52.5 mm, internal taper and conical wall), and 1.4 (4.3 mm $\times$ 35 mm, internal taper and conical wall). Researchers used an ANOVA to establish the sample size, achieving 80% power with a confidence level of 5%, with a variability between groups of 0.6 and an intragroup variability of 4, to identify differences in comparison with the null hypothesis $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$. Ten (10) anatomically based,

standardized polyurethane models of a completely edentulous, atrophic, upper jaw maxilla were manufactured using a three-dimensional impression procedure (Sawbones Europe AB, Malmö, Sweden) based on a preoperative CBCT scan (WhiteFox, Satelec, Merignac, France). The scan was taken from a patient using the following exposure parameters: 8.0 mA, 105.0 kV peak, 7.20 s, with a 15 mm × 13 mm field of view (Figure 1). The anatomically based models were manufactured respecting the size and shape of the patient.

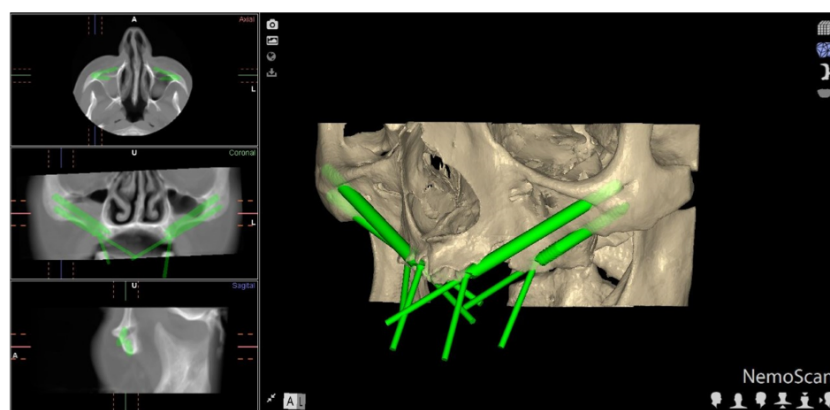


Figure 1. Preoperative planning of ZI placement based on the CBCT scan taken of the patient. Detail of the coronal, sagittal, and axial views, and three-dimensional reconstruction.

Afterwards, the models were fixed onto an artificial head to simulate the clinical conditions (Figure 2).

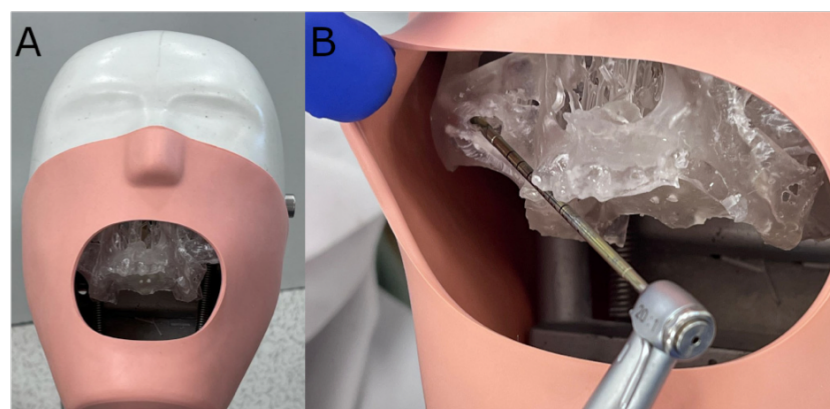


Figure 2. (A) Polyurethane model fixed onto an artificial head and (B) drilling procedure.

Researchers randomized the ZIs (Epidat 4.1, Galicia, Spain), which were assigned to one of two study groups: (A) ZI (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) placement using a computer-aided dynamic navigation system (Navident, ClaroNav, Toronto, ON, Canada)

($n = 20$) (navigation implant (NI)); and (B) manual ZI (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) placement using a free-hand technique ($n = 20$) (freehand implant (FHI)). The order of placement of the ZIs (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) was randomized across the study groups (Epidat 4.1, Galicia, Spain), beginning with the NI study group and followed by the FHI control group.

A preoperative CBCT scan was taken of the NI anatomically based standardized polyurethane models (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) prior to placing a jaw tag; the use of polyurethane was based on the American Society for Testing and Materials' (ASTM F-1839-08) approval of the use of polyurethane for testing instruments and dental implants ("Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Test Orthopedic Devices for Instruments") [16]. This black-and-white tag was affixed to the dental surface of the anatomically based, standardized polyurethane models using a photopolymerized composite resin (Navident, ClaroNav, Toronto, ON, Canada). The datasets obtained from the CBCT scan were uploaded to treatment-planning software (Navident, ClaroNav, Toronto, ON, Canada) on a laptop computer mounted onto a mobile unit to simulate placement of the ZIs in accordance with the prior surgical planning (Figure 3A). An additional black-and-white drill tag was affixed to the handpiece (W & H, Bürmoos, Austria). The researchers calibrated and identified both of the optical reference markers with an optical triangulation tracking system using stereoscopic motion-tracking cameras, orienting the drilling process in real time to ensure that the planned angle, pathway, and depth were achieved. A ZI system (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) was used to perform the drilling, with this procedure being monitored using the computer-aided dynamic navigation system installed onto the laptop computer (Figure 3B).

The conventional free-hand technique was used to place all ZIs (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) that had been randomly assigned to the FHI control group, with the operator having access to the preoperative planning and CBCT scan. All ZIs (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were placed by a unique operator with prior surgical experience.

2.3. Measurement Procedure

Following placement of the ZIs, the researchers conducted postoperative CBCT scans (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) using the aforementioned exposure parameters. The planning and postoperative CBCT scans (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) of the different study groups were subsequently imported into 3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain). The scans were then overlaid in order to assess the apical deviation, measured at the coronal entry point (mm), apical end point (mm), and angular deviation ($^{\circ}$), with the latter measured at the center of the cylinder. Any deviations that were noted in any of the implants were subsequently analyzed and compared between the axial, sagittal, and coronal views (Figure 4A–C) by an independent operator. In addition, deviations in the positions of the zygomatic dental implants were also recorded and analyzed.

2.4. Statistical Analysis

For each of the response variables, tables were produced with summaries of the following statistics according to group, position and group, and position: number of observations, mean, standard deviation, median, and the minimum and maximum values. These were represented graphically by box plots. Linear regression models with repeated measures were adjusted to analyze the differences according to group, according to position, and the interaction between both variables. Where statistically significant differences were detected, two-to-two comparisons were made between groups/positions. The p -values were adjusted using the Tukey method to correct the type I error. The statistical analysis was carried out using the software SAS v.9.4 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA). Statistical decisions were made using a significance level of 0.05.

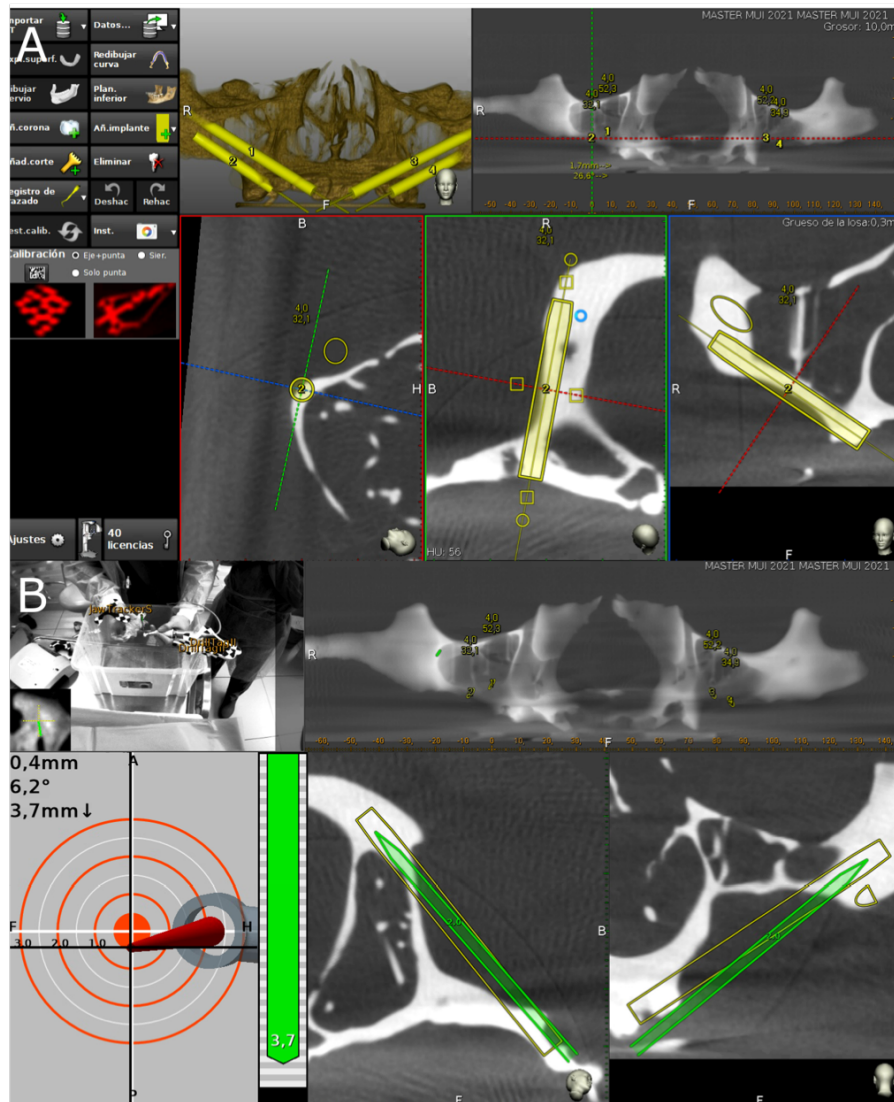


Figure 3. (A) Preoperative planning of placement of ZIs with the dynamic navigation appliance using treatment-planning software, and (B) tracking procedure during ZI placement.

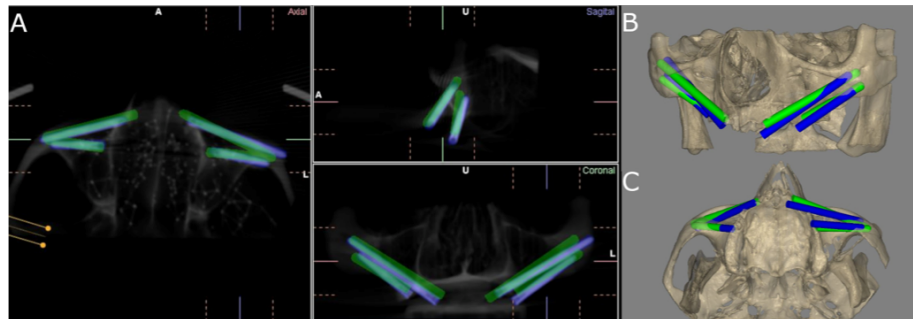


Figure 4. (A) CBCT images of the coronal, sagittal, and axial views; and (B) front and (C) bottom views of the three-dimensional reconstruction of the measurement procedure contrasted against the preoperative planning (green cylinders) and postoperative ZI placement (blue cylinders) of the ZIs placed on the experimental model.

3. Results

Table 1 shows the mean, median, and SD values with 95% confidence intervals for the coronal entry point (mm), apical end point (mm), and angular deviations ($^{\circ}$) of the NI study group and the FHI control group.

Table 1. Descriptive values of deviations at the coronal entry point (mm), apical end point (mm), and angular ($^{\circ}$) deviations of the computer-aided dynamic navigation technique (NI) and the free-hand approach.

		<i>n</i>	Mean	Median	SD	Lower 95% CL for Mean	Upper 95% CL for Mean	Minimum	Maximum
CORONAL	NI	19	5.43 ^a	5.70	2.13	4.41	6.46	1.60	10.50
	FHI	20	4.75 ^a	4.35	1.58	4.01	5.48	2.20	7.80
APICAL	NI	19	4.92 ^a	4.70	1.89	4.00	5.83	1.70	9.10
	FHI	20	3.20 ^b	3.30	1.45	2.52	3.88	0.60	5.40
ANGULAR	NI	19	7.36 ^a	6.20	4.12	5.37	9.34	0.90	16.10
	FHI	20	8.47 ^b	7.05	4.40	6.41	10.53	3.50	17.20

^{a,b} Statistically significant differences ($p < 0.05$) found between groups. NI: navigation implants; and FHI: free-hand implants.

The paired Student's *t*-test did not find any statistically significant differences in the coronal entry-point deviations between the study groups ($p = 0.2617$), nor in the ZI positions ($p = 0.1649$). However, statistically significant deviations were observed between the computer-aided dynamic navigation technique (NI) and the free-hand approach at the ZI position 2.4 ($p = 0.0155$) (Figure 5).

The paired Student's *t*-test revealed statistically significant differences in the apical end-point deviations between the FHI control group and the NI study group ($p = 0.0018$). On the other hand, no statistically significant differences were observed between the zygomatic dental implant positions ($p = 0.1856$), except at the ZI position 2.4 ($p = 0.0005$) (Figure 6).

The paired Student's *t*-test found no statistically significant differences between the angular deviations of the study groups ($p = 0.3132$); on the other hand, statistically significant differences were shown for the zygomatic dental implant positions ($p = 0.0008$), especially at the ZI position 1.4 ($p = 0.0040$) (Figure 7).

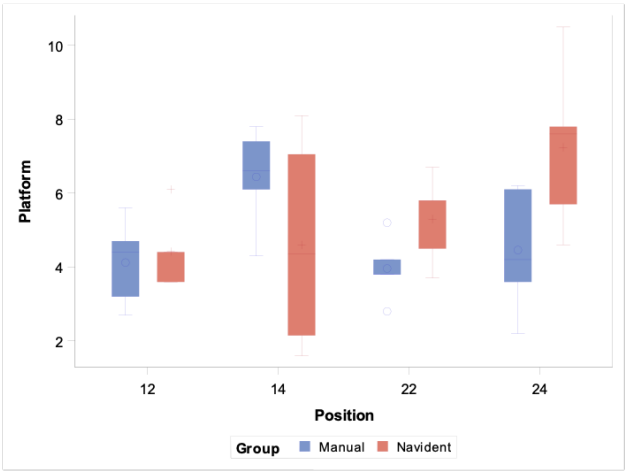


Figure 5. Box plot of deviations at the coronal entry point observed in the study groups and ZI positions. Median values are represented by the horizontal lines within each box. The symbols represent extreme values.

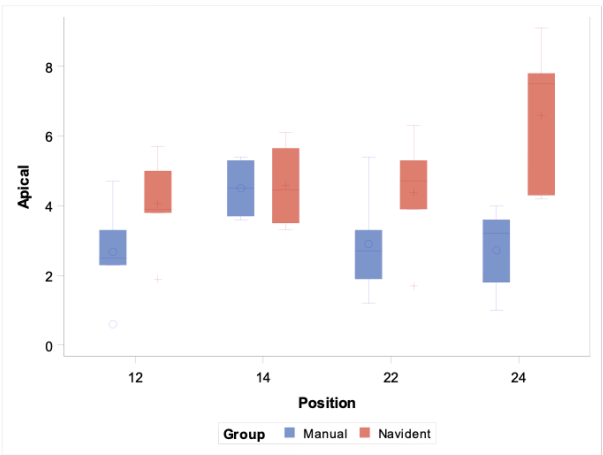


Figure 6. Box plot of apical end-point deviations recorded in the study groups and ZI positions. Median values are represented by the horizontal lines within each box. The symbols represent extreme values.

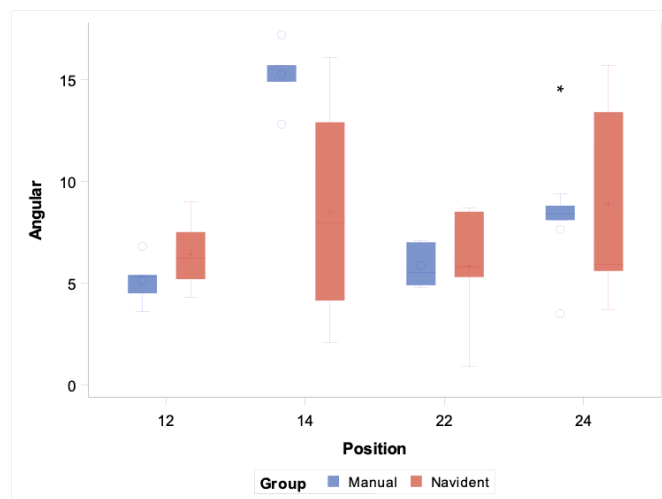


Figure 7. Box plot of angular deviations found in the study groups and ZI positions. Median values are represented by the horizontal lines within each box. The symbols represent extreme values.

In summary, the FHI approach showed lower deviation values at the coronal entry point and the apical end point. This may be because the ZIs assigned to the FHI control group were the last to be placed, enabling the operator to learn and to memorize the correct position of the ZI. Furthermore, ZIs placed in posterior regions showed higher levels of deviation at the coronal entry point, apical end point, and angular level.

One ZI was withdrawn from the NI study group because the osteotomy site preparations did not provide sufficient stability for the ZI.

4. Discussion

The results of the present study reject the null hypothesis (H_0), which states that there is no difference in accuracy when comparing placement of ZIs using a dynamic navigation system versus a free-hand approach.

The primary findings of the present study indicate that the free-hand conventional technique for ZI placement was more accurate than the computer-aided dynamic navigation technique at the coronal and apical levels; however, the computer-aided dynamic navigation technique showed more accuracy than the free-hand conventional technique at the angular level.

Hung et al. [17], Xiaojun et al. [18], Chen et al. [19], Hung et al. [20], Zhu et al. [8], and Jorba-García et al. [21] found computer-aided dynamic navigation to have greater accuracy than the free-hand conventional approach for the placement of conventional-length dental implants. Nevertheless, Brief et al. found that, although computer-aided navigation techniques are significantly more accurate than free-hand conventional techniques, the level of accuracy provided by the free-hand conventional technique is sufficient for most clinical situations [22]. However, Aydemir et al. reported that the conventional free-hand technique provides greater accuracy at the coronal entry-point and apical end-point levels than the computer-assisted dynamic navigation technique in the placement of ZIs, although the computer-aided dynamic navigation technique resulted in lower angular deviation than the free-hand conventional technique [23]. Moreover, Jung et al. found similar safety levels, outcomes, morbidity, and efficiency between computer-aided navigation

techniques and free-hand conventional techniques for placement of conventional-length dental implants [24]. These results corroborate those of the present study, and the learning curve required for the use of computer-aided dynamic navigation systems may explain the discrepancies observed between the dynamic navigation system and the free-hand conventional technique [11]. Additionally, Mediavilla Guzmán et al. warned of low methodological quality in the studies related to ZIs, which makes it difficult to compare the results of the different studies [13]. Gunkel et al. also found that studies conducted under laboratory or in vitro conditions showed higher accuracy rates than clinical studies [25]. Likewise, Kim et al. [26] and Tahmaseb et al. [27] reported variability in the accuracy of computer-aided surgery using static navigation systems, depending on the study design.

Otherwise, Jorba-García et al. showed a mean angular deviation of 2.1° and a mean horizontal deviation of 0.46 mm at the coronal entry point for computer-aided surgery using dynamic navigation systems [28]. Xiaojun et al. showed a mean horizontal deviation of 1.36 ± 0.59 mm at the coronal entry point of conventional-length dental implants [18]; Chen et al., 1.12 ± 0.29 mm [14]; Hung et al., 1.07 ± 0.15 mm [20]; Hung et al., 1.35 ± 0.75 mm [17]; Block et al., 0.4 mm [29]; Kaewsiri et al., 1.05 ± 0.44 mm [30]; and Zhou et al., 1.56 ± 0.54 mm [8]. However, the present study showed a higher mean horizontal deviation at the coronal entry point (5.43 ± 2.13 mm), possibly due to the learning curve and operator experience. Kaewsiri et al. reported a mean horizontal deviation of 1.29 ± 0.50 mm at the apical end point, directly correlated with the length of the dental implant (8, 10, and 12 mm) [30]. Consequently, the horizontal deviation at the apical end point would be higher in ZIs than in conventional-length dental implants. In addition, Chrcanovic et al. reported an anteroposterior angular deviation of $8.06 \pm 6.40^\circ$ and cranio-caudal of $11.20 \pm 9.75^\circ$, which led to the invasion of the infratemporal fossa and the orbit by the ZIs [31]. Moreover, Vrielinck et al. found a mean angular deviation of 5.1° (ranging from 0.8 to 9.0°) [32]; Xiaojun et al., $4.1 \pm 0.9^\circ$ [18]; Zhou et al., $2.52 \pm 0.84^\circ$ [8]; Hung et al., $1.37 \pm 0.21^\circ$ [17]; Hung et al., $2.05 \pm 1.02^\circ$ [20]; and Chen et al., $0.19 \pm 0.92^\circ$ [14]. These results are slightly lower than those obtained in the present study ($7.36 \pm 4.12^\circ$). These deviation values may lead to clinical and/or prosthetic complications in 36.4% of ZI placements, primarily due to a lack of primary stability [33]. In the present study, one ZI randomly placed using the dynamic navigation system was also removed due to insufficient stability at the prepared osteotomy site. In addition, Lan et al. described all complications related to the ZI placement procedure, reporting a malposition rate of 12% (95% confidence interval [CI]: 4 to 23%), surgical guiding failure rate of 11% (95% CI: 3 to 21%), and local infection/injury rate of 10% (95% CI: 3 to 18%) [34]. Additionally, Gutiérrez et al. reported that the prosthetic rehabilitations of ZIs have shown a low incidence of prosthetic complications (4.9% (95% CI: 2.7–7.3%)), regardless of the prosthetic treatment. The present study also found that the ZI placed in position 2.4 showed statistically significant deviations at the coronal entry point, and the ZI placed in position 1.4 showed statistically significant deviations in angular deviation. In summary, the ZIs placed in the anterior region showed lower deviations than the ZIs placed in the posterior region, likely due to better accessibility and visibility of the operative field.

The findings of the present study can be useful to clinicians in selecting the more accurate technique for ZI placement in patients with atrophied maxilla who must undergo full-arch rehabilitation by means of ZIs. The authors recommend improving the methodological quality of studies and increasing the body of evidence by way of additional randomized studies implementing new computer-assisted navigation techniques.

5. Conclusions

Within the limitations of the present study, the results indicated that the free-hand conventional technique provided greater accuracy in the placement of ZIs than the computer-assisted surgical technique. In addition, placement of ZIs in the anterior region was more accurate than that in the posterior region.

Author Contributions: Conceptualization, J.R.G.R., I.G.Á. and Á.Z.-M.; design, V.M.d.P.H.; data acquisition, E.R.D.; formal analysis, J.P.M.; statistical analyses, Á.Z.-M. and S.H.M.; review and editing, J.M.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Data are available on request, pursuant to any applicable restrictions (e.g., ethical or privacy considerations).

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Bidra, A.S.; Jacob, R.F.; Taylor, T.D. Classification of maxillectomy defects: A systematic review and criteria necessary for a universal description. *J. Prosthet. Dent.* **2012**, *107*, 261–270. [\[CrossRef\]](#)
- Rosenstein, J.; Dym, H. Zygomatic Implants: A Solution for the Atrophic Maxilla. *Dent. Clin. N. Am.* **2020**, *64*, 401–409. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Davó, R.; Felice, P.; Pistilli, R.; Barausse, C.; Marti-Pages, C.; Ferrer-Fuertes, A.; Ippolito, D.R.; Esposito, M. Immediately loaded zygomatic implants vs. conventional dental implants in augmented atrophic maxillae: 1-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur. J. Oral Implantol.* **2018**, *11*, 145–161. [\[PubMed\]](#)
- Gutiérrez Muñoz, D.; Obrador Aldover, C.; Zubizarreta-Macho, Á.; González Menéndez, H.; Lorrio Castro, J.; Peñarrocha-Oltra, D.; Montiel-Company, J.M.; Hernández Montero, S. Survival Rate and Prosthetic and Sinus Complications of Zygomatic Dental Implants for the Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biology* **2021**, *10*, 601. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Brånemark, P.I.; Gröndahl, K.; Ohmell, L.O.; Nilsson, P.; Petruson, B.; Svensson, B.; Engstrand, P.; Nannmark, U. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: Technique and long-term results. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* **2004**, *38*, 70–85. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Maló, P.; Nobre Mde, A.; Lopes, I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.* **2008**, *100*, 354–366. [\[CrossRef\]](#)
- Omami, G.; Al Yafi, F. Should Cone Beam Computed Tomography Be Routinely Obtained in Implant Planning? *Dent. Clin. N. Am.* **2019**, *63*, 363–379. [\[CrossRef\]](#)
- Zhou, W.; Fan, S.; Wang, F.; Huang, W.; Jamjoom, F.Z.; Wu, Y. A novel extraoral registration method for a dynamic navigation system guiding zygomatic implant placement in patients with maxillectomy defects. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2021**, *50*, 116–120. [\[CrossRef\]](#)
- Chana, H.; Smith, G.; Bansal, H.; Zahra, D. A Retrospective Cohort Study of the Survival Rate of 88 Zygomatic Implants Placed Over an 18-year Period. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2019**, *34*, 461–470. [\[CrossRef\]](#)
- 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**, *16*, 416–435. [\[CrossRef\]](#)
- Stefanelli, L.V.; DeGroot, B.S.; Lipton, D.I.; Mandelaris, G.A. Accuracy of a Dynamic Dental Implant Navigation System in a Private Practice. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2019**, *34*, 205–213. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Wu, Y.; Wang, F.; Huang, W.; Fan, S. Real-Time Navigation in Zygomatic Implant Placement: Workflow. *Oral Maxillofac. Surg. Clin. N. Am.* **2019**, *31*, 357–367. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- 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*, 2123. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Chen, C.K.; Yuh, D.Y.; Huang, R.Y.; Fu, E.; Tsai, C.F.; Chiang, C.Y. Accuracy of Implant Placement with a Navigation System, a Laboratory Guide, and Freehand Drilling. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2018**, *33*, 1213–1218. [\[CrossRef\]](#)
- Gargallo-Albiol, J.; Barotchi, S.; Salomó-Coll, O.; Wang, H.L. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review. *Ann. Anat.* **2019**, *225*, 1–10. [\[CrossRef\]](#)
- Comuzzi, L.; Tumedei, M.; Pontes, A.E.; Piattelli, A.; Iezzi, G. Primary Stability of Dental Implants in Low-Density (10 and 20 pcf) Polyurethane Foam Blocks: Conical vs. Cylindrical Implants. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 2617. [\[CrossRef\]](#)
- Hung, K.F.; Wang, F.; Wang, H.W.; Zhou, W.J.; Huang, W.; Wu, Y.Q. Accuracy of a real-time surgical navigation system for the placement of quad zygomatic implants in the severe atrophic maxilla: A pilot clinical study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2017**, *19*, 458–465. [\[CrossRef\]](#)
- Xiaojun, C.; Ming, Y.; Yanping, L.; Yiqun, W.; Chengtao, W. Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants. *Comput. Methods Programs Biomed.* **2009**, *93*, 162–173. [\[CrossRef\]](#)
- Chen, X.; Wu, Y.; Wang, C. Application of a surgical navigation system in the rehabilitation of maxillary defects using zygoma implants: Report of one case. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2011**, *26*, e29–e34.

20. Hung, K.; Huang, W.; Wang, F.; Wu, Y. Real-Time Surgical Navigation System for the Placement of Zygomatic Implants with Severe Bone Deficiency. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2016**, *31*, 1444–1449. [\[CrossRef\]](#)
21. Jorba-García, A.; Figueiredo, R.; González-Barnadas, A.; Camps-Font, O.; Valmaseda-Castellón, E. Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2019**, *24*, e76–e83. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Brief, J.; Edinger, D.; Hassfeld, S.; Eggers, G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin. Oral Implants Res.* **2005**, *16*, 495–501. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Aydemir, C.A.; Arisan, V. Accuracy of dental implant placement via dynamic navigation or the freehand method: A split-mouth randomized controlled clinical trial. *Clin. Oral Implants Res.* **2020**, *31*, 255–263. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Jung, R.E.; Schneider, D.; Ganeles, J.; Wismeijer, D.; Zwahlen, M.; Hammerle, C.H.; Tahmaseb, A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2009**, *24*, 92–109.
25. Gunkel, A.R.; Freysinger, W.; Thumfart, W.F. Experience with various 3-dimensional navigation systems in head and neck surgery. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* **2000**, *126*, 390–395. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Kim, S.G.; Lee, W.J.; Lee, S.S.; Heo, M.S.; Huh, K.H.; Choi, S.C.; Kim, T.I.; Yi, W.J. An advanced navigational surgery system for dental implants completed in a single visit: An in vitro study. *J. Craniomaxillofac. Surg.* **2015**, *43*, 117–125. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
27. Tahmaseb, A.; Wismeijer, D.; Coucke, W.; Derksen, W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2014**, *29*, 25–42. [\[CrossRef\]](#)
28. Jorba-García, A.; González-Barnadas, A.; Camps-Font, O.; Figueiredo, R.; Valmaseda-Castellón, E. Accuracy assessment of dynamic computer-aided implant placement: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* **2021**, *25*, 2479–2494. [\[CrossRef\]](#)
29. Block, M.S.; Emery, R.W.; Lank, K.; Ryan, J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2017**, *32*, 92–99. [\[CrossRef\]](#)
30. Kaewsiri, D.; Panmekiate, S.; Subbalekha, K.; Mattheos, N.; Pimkhaokham, A. The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: A randomized controlled trial. *Clin. Oral Implants Res.* **2019**, *30*, 505–514. [\[CrossRef\]](#)
31. Chrcanovic, B.R.; Oliveira, D.R.; Custódio, A.L. Accuracy evaluation of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in zygomatic implant placement in human cadavers. *J. Oral Implantol.* **2010**, *36*, 345–355. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Vrielinck, L.; Politis, C.; Schepers, S.; Pauwels, M.; Naert, I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2003**, *32*, 7–14. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Ramezanzade, S.; Yates, J.; Tuminelli, F.J.; Keyhan, S.O.; Yousefi, P.; Lopez-Lopez, J. Zygomatic implants placed in atrophic maxilla: An overview of current systematic reviews and meta-analysis. *Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg.* **2021**, *43*, 1. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Lan, K.; Wang, F.; Huang, W.; Davó, R.; Wu, Y. Quad Zygomatic Implants: A Systematic Review and Meta-analysis on Survival and Complications. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2021**, *36*, 21–29. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

RESEARCH

Open Access



Accuracy of computer-aided static and dynamic navigation systems in the placement of zygomatic dental implants

Juan Ramón González Rueda¹, Agustín Galparsoro Catalán¹, Víctor Manuel de Paz Hermoso², Elena Riad Deglow¹, Álvaro Zubizarreta-Macho^{1,3*}, Jesús Pato Mourelo⁴, Javier Montero Martín³ and Sofía Hernández Montero¹

Abstract

Background Zygomatic implants are widely used in the rehabilitation of severely atrophic maxillae, but implant placement is not without risks, and it can potentially cause damage to related anatomical structures. The aim of this study was to perform a comparative analysis of the accuracy of static navigation systems in placing zygomatic dental implants in comparison to dynamic navigation systems.

Methods Sixty zygomatic dental implants were randomly allocated to one of three study groups, categorized by which implant placement strategy was used: A: computer-aided static navigation system ($n = 20$) (GI); B: computer-aided dynamic navigation system ($n = 20$) (NI); or C: free-hand technique ($n = 20$) (FHI). For the computer-aided study groups, a preoperative cone-beam computed tomography (CBCT) scan of the existing situation was performed in order to plan the approach to be used during surgery. Four zygomatic dental implants were inserted in each of fifteen polyurethane stereolithographic models ($n = 15$), with a postoperative CBCT scan taken after the intervention. The pre- and postoperative CBCT scans were then uploaded to a software program used in dental implantology to analyze the angular deviations, apical end point, and coronal entry point. Student's *t*-test was used to analyze the results.

Results The results found statistically significant differences in apical end-point deviations between the FHI and NI ($p = 0.0053$) and FHI and GI ($p = 0.0004$) groups. There were also statistically significant differences between the angular deviations of the FHI and GI groups ($p = 0.0043$).

Conclusions The manual free-hand technique may enable more accurate placement of zygomatic dental implants than computer-assisted surgical techniques due to the different learning curves required for each zygomatic dental implant placement techniques.

Keyword Computer-aided surgery, Image-guided surgery, Implantology, Navigation system, Zygomatic implants

*Correspondence:

Álvaro Zubizarreta-Macho
amacho@uax.es; alvaro.zubizarreta@usal.es

Full list of author information is available at the end of the article



© The Author(s) 2023. **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated in a credit line to the data.

Background

Severely atrophied, fully edentulous maxillae represent a crucial problem of esthetics and function for such patients, who often seek rehabilitation as urgently as possible. However, these procedures can be challenging for dental clinicians, as there is little available bone in which to place conventional-length implants [1]. Several proposed alternative techniques for rehabilitating atrophic maxilla include sinus lifts, grafting procedures, and augmentation techniques used to improve bone availability and better facilitate rehabilitation with implants, including for apposition grafts (with or without a Le Fort I osteotomy). These bone augmentation techniques have reported success rates ranging between 60–90% [2–4]. However, most of these techniques, including bone grafts, entail multi-stage procedures and necessitate a delayed approach, increasing the risk of postoperative complications [5]. Some clinicians have therefore suggested zygomatic dental implants as an alternative technique for rehabilitating fully edentulous maxillae without the need for any bone grafting procedures [6]. Zygomatic dental implants have been used in conjunction with conventional implants in patients presenting with severe maxilla resorption, with reported survival rates of 96–100% [7–9]. Unfortunately, potential postoperative complications can affect the maxillary sinus, particularly when zygomatic dental implants are placed inside the maxillary sinus. Sinusitis has been reported in as many as 5–6% of cases (range: 0–26.6%), although treatment with antibiotics was also shown to be widely effective in all patients [10, 11]. Research has also identified potential prosthetic complications in restorations using zygomatic dental implants, including hyperplasia, fractured fixed dental prostheses, overgrowth of the mucosa, lack of retention of overdentures, and discomfort [12]. Additionally, some studies have reported intraoperative and postoperative complications including fractured zygomatic bones, burning sensations, infection, implant fenestration, and discomfort caused by an implant protruding from under the lower eyelid [13]. It is important to improve the accuracy of zygomatic dental implant placement to reduce the risk of intraoperative and postoperative complications, particularly in severely atrophied edentulous maxillae.

In more recent years, dental implant placement is increasingly performed using image data-based navigation techniques in an effort to improve procedure outcomes and lessen the risk of potential complications [14]. This alternative surgical approach uses preoperative CBCT scans and specialized 3D implant-planning software to improve the accuracy of implant placement procedures [15]. In general, there are two different types of computer-assisted surgical implant placement

techniques: dynamic navigation systems and static navigation systems. Vrielinck et al. used a surgical template modelled off a preoperative CT scan to improve the accuracy of zygomatic dental implant placement and thereby improve survival rates [16]. Chow et al. used this surgical protocol to place zygomatic dental implants with an immediate occlusal load [17]. Dynamic navigation systems can detect and monitor the placement of optical reference markers, using a tracking system array to overlay these markers over the patient and surgical instruments. Both of these navigation techniques have been extensively studied, and findings show that they greatly improve the accuracy of dental implant placement [18–20]. The mean horizontal deviation when using static navigation systems is 1.2 mm (1.04–1.44 mm) and 1.4 mm (1.28–1.58 mm) at the coronal entry point and apical end point, respectively, with a mean angular deviation of 3.5° (3.0–3.96°) [21]. Some researchers have found that deviations are lower at the coronal entry point (0.71 ± 0.40 mm) and apical endpoint (1.00 ± 0.49 mm), as well as there being less angular deviation ($2.26 \pm 1.62^\circ$), when using dynamic navigation systems [22]. However, further research is needed to corroborate these findings.

In a previous systematic review with meta-analysis conducted by the authors in 2021 [23], only one of the studies found analyzed the use of computer-assisted dynamic navigation techniques in the placement of zygomatic dental implants [24]. The number of publications about this technique has since increased [25–30], but none of them compare the results of using computer-assisted dynamic navigation techniques with those of computer-assisted static navigation techniques and freehand techniques to identify which is most accurate.

The aim of this study was to analyze and compare the accuracy of static and dynamic navigation system techniques for placing zygomatic dental implants. The null hypothesis (H_0) states that there is no difference in the accuracy of zygomatic dental implant placement between static and dynamic navigation systems.

Methods

Study design

Researchers conducted a randomized controlled experimental trial based on the methodology of a previous study [31] and in accordance with International Organization for Standardization guidelines (ISO 14801). This clinical trial was conducted between January to March 2021 at the Dental Center for Innovation and Advanced Specialties at Alfonso X El Sabio University in Madrid, Spain. The study was approved by the Ethical Committee of the Faculty of Health Sciences at Alfonso X El Sabio University in December 2020 (Process no. 27/2020). The

patient provided their informed consent to participate prior to using their CBCT scan in this study.

Experimental procedure

Sixty (60) new zygomatic dental implants (IPX-Tilted System, Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were placed in prosthetic emergence profiles in teeth 1.2 (4.3 mm × 52.5 mm, internal taper and conical wall) (Ref.: ICMT-4352, IPX-Tilted System, Galimplant, Sarria, Lugo, Spain); 1.4 (4.3 mm × 35 mm, internal taper and conical wall) (Ref.: ICMT-4335, IPX-Tilted System, Galimplant, Sarria, Lugo, Spain); 2.2 (4.3 mm × 50 mm, internal taper and conical wall) (Ref.: ICMT-4350, IPX-Tilted System, Galimplant, Sarria, Lugo, Spain); and 2.4 (4.3 mm × 30 mm, internal taper and conical wall) (Ref.: ICMT-4330, IPX-Tilted System, Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) following prosthetic planning (Fig. 1).

ANOVA was used to establish the sample size needed to compare the contrast null hypothesis $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$, resulting in 80% power with a confidence level of 5%, with a variability between groups of 0.6 and variability within groups of 3. A preoperative CBCT scan (White-Fox, Satelec, Merignac, France) was used to create fifteen (15) anatomically based (1:1 proportion) standardized polyurethane models of a completely edentulous, atrophic upper jaw maxilla using a stereolithographic 3D printer (Sawbones Europe AB, Malmo, Sweden). The scan was taken of a real patient using the following exposure parameters: 8.0 mA, 7.20 s, 105.0 kV peak, with a field of view of 15 mm × 13 mm.

Researchers randomized the zygomatic dental implants (Epidat 4.1, Galicia, Spain), which were allocated to one of the following study groups: A: zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) placed using a computer-aided static navigation system (NemoStudio®, Nemotec, Madrid, Spain) (n = 20) (guided implant (GI)); B: zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) placed using a computer-aided dynamic navigation system (Navident, ClaroNav, Toronto, Canada)

(n = 20) (navigation implant (NI)); and C: zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) placed manually using a freehand technique (n = 20) (freehand implant (FHI)). The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were placed in a randomized order for all study groups (Epidat 4.1, Galicia, Spain). The order of drilling was also randomized (Epidat 4.1, Galicia, Spain), starting with the GI study group and continuing to the NI study group and FHI control group.

The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) from the GI study group were planned using 3D virtual implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain) with the measurements mentioned previously (Fig. 2A-D). After designing the virtual templates (Fig. 2E,F), they were made using a 3D printer (Objet30 OrthoDesk, Tikoa, Madrid, Spain) that polymerizes a biocompatible material (Ref.: MED610, PolyJet, Stratasys, Canada) on top of a layer of support material (Ref.: SUP 705B, PolyJet Support Material, Stratasys, Canada) using two printer heads and a lamp; one head contains the support material and the other head contains the biocompatible material. The orientation of the STL digital files was completed automatically, always leaving them as close as possible to the printing tray. For printing, the STL digital files were calculated by layers, starting with a layer of material, then filled with the support material and polymerized. Afterwards, the standardized polyurethane models were cleaned using pressurized water (WaterJet). A preliminary cleaning was carried out to eliminate all the support material, after which the models were left in a bowl of water with baking soda for one hour to completely dissolve the support material. Once the cleaning process was finished, they were cleaned again in the pressurized water machine. There was no need to place them in any curing oven since this type of printer already photo-cures the templates during manufacturing.

These templates were apt for the experimental models, and no further adjustments were necessary.

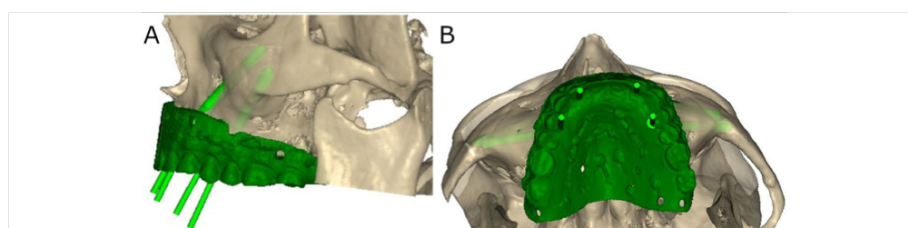


Fig. 1 A Left lateral and (B) occlusal views of the digital mock-up used to visualize the prosthetic emergence profiles of the multiunit abutment of the zygomatic dental implants

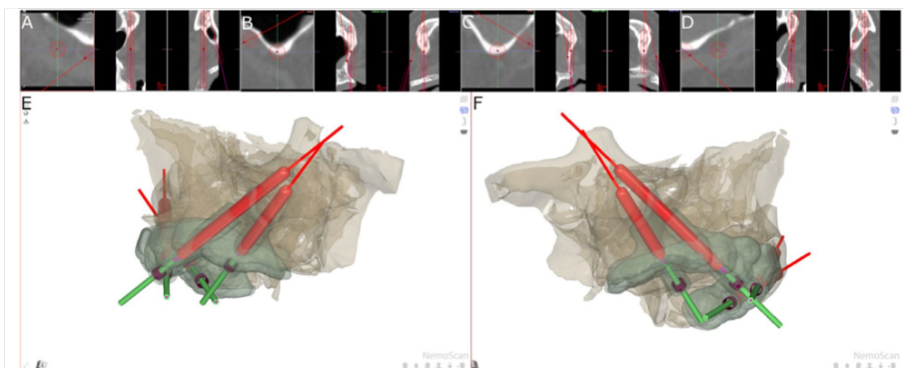


Fig. 2 **A** Tomographic images from the zygomatic dental implants planned in teeth 2.4, **B** 2.2, **C** 1.2 and **D** 1.4 and **E** 3D reconstruction of the virtual template and the zygomatic dental implants in teeth 2.4 and 2.2 and **F** teeth 1.4 and 1.2

Afterwards, the drilling procedure was carried out using the 2.2-mm diameter Lance Drill (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) at 2000 rpm under profuse irrigation to perforate the cortex and mark the direction of the zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), followed by the 4-mm diameter Countersink Lateral Drill (Lindermann drill) at 2000 rpm under profuse irrigation, in accordance with manufacturer recommendations for ZAGA type 2 and type 3 IPX tilted zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain). Afterwards, the 2-mm diameter Drill (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), 3.2-mm diameter Drill (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), and 3.75-mm diameter Drill (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were used in this order at 2000 rpm under profuse

irrigation to complete the drilling protocol. Each drill in the sequence was used with its corresponding surgical template.

A preoperative CBCT scan was taken of the NI anatomically accurate standardized polyurethane models (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) prior to placing a jaw tag. This black-and-white tag was attached to the surface of the models using a photo-polymerized composite resin (Navistent, ClaroNav, Toronto, Canada) (Fig. 3).

The datasets obtained from the CBCT scan were imported into a treatment-planning software (Navident, ClaroNav, Toronto, Canada) on a laptop mounted on a mobile unit in order to recreate the implant placement previously determined during pre-surgical planning, using zygomatic anatomy guided approach (ZAGA) type

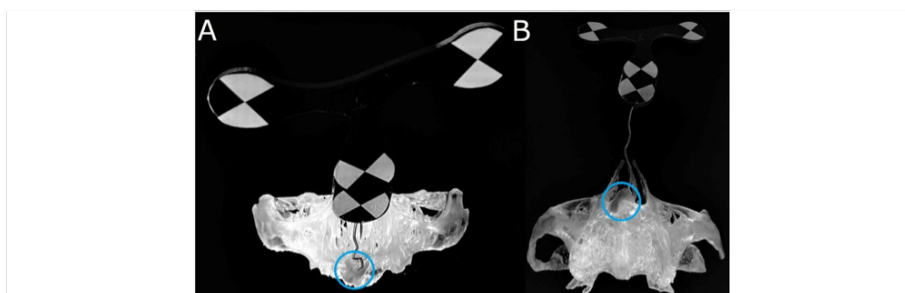


Fig. 3 **A** Front and **B** bottom view of the black-and-white tag affixed to the surface of the anatomically based standardized polyurethane models

3 for the anterior zygomatic dental implants and ZAGA type 2 for the posterior zygomatic dental implants, following the classification recommended by Aparicio et al. [32, 33]. The passive optical tracking procedure and workflow of the dynamic navigation system was calibrated in the dynamic navigation system prior to the procedure by placing the drill on the black-and-white tag affixed on the surface of the anatomically accurate standardized polyurethane model (Fig. 3) to align the preoperative CBCT scan with the real environment. Afterwards, a paired-point registration based on artificial reference markers (black-and-white tags) was conducted to identify the black-and-white tag placed on the

surface of the anatomically accurate standardized polyurethane models, as well as the drill tag attached to the 20:1 reduction zygoma hand piece (SZ-75, W&H, Bürmoos, Austria). The zygomatic dental implant placement was subsequently planned using the implant-planning software installed in the laptop of the dynamic navigation system. (Fig. 4A). Finally, both optical reference markers were identified and calibrated using an optical triangulation tracking system with stereoscopic motion-tracking cameras, which oriented the drilling process in real time to ensure implant placement with the planned angle, pathway, and depth. A zygomatic dental implant system (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) was used for the

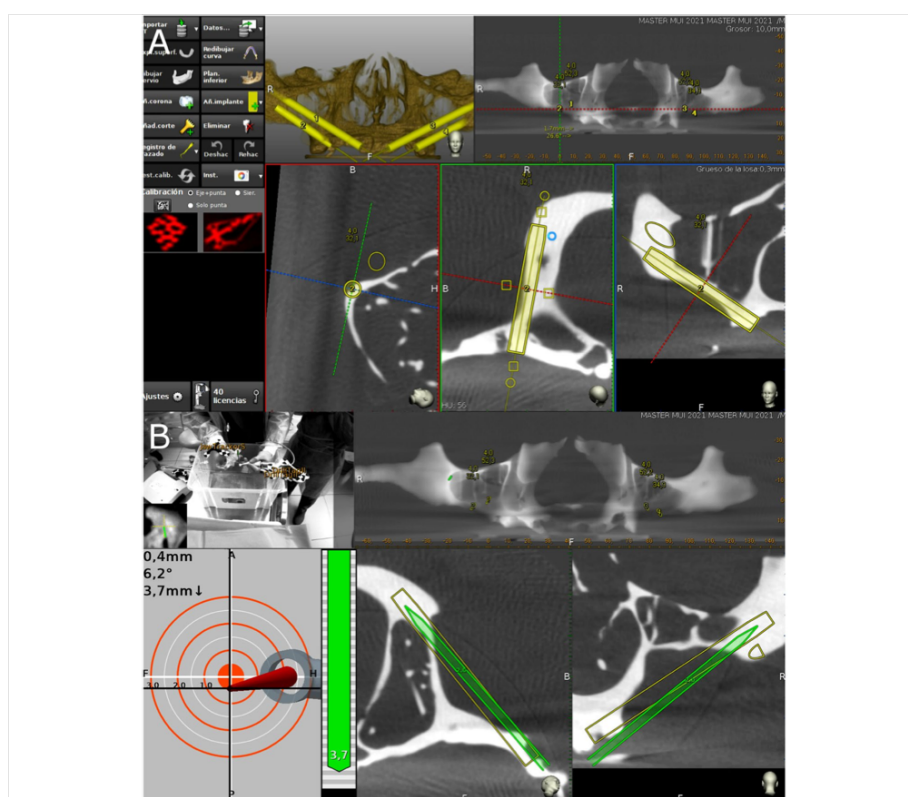


Fig. 4 **A** Treatment-planning software preoperative planning of placement of the zygomatic dental implant for the dynamic navigation appliance and **B** capture of the real-time tracking procedure during zygomatic dental implant placement

drilling, and the computer-aided dynamic navigation system was used to monitor the procedure (Fig. 4B).

The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) in the FHI control group were placed manually using the CBCT scan and the preoperative planning as visual guides. An operator with previous surgical experience placed all the zygomatic dental implants (Fig. 5).

Measurement procedure

After placing the zygomatic dental implants, researchers took postoperative CBCT scans using the same exposure parameters described above. The CBCT scans (White-Fox, Satelec, Merignac, France) for each study group were then uploaded into 3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain). Next, the post-operative CBCT scan and preoperative standard tessellation language (STL) digital file from the zygomatic dental implant planning were manually aligned by an independent operator, selecting the same anatomical key points of both the post-operative CBCT scan and the preoperative STL digital file in the 3D virtual implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain) so as to record the apical deviation, taken at the coronal entry point (mm), apical end point (mm), and angular deviation ($^{\circ}$), the latter being measured in the center of the cylinder. This measurement procedure was used in a previous study to measure the deviations of conventional length dental implants [34]. If any deviations were noted in any of the implants, an independent operator then analyzed and compared the axial, sagittal, and coronal views (Fig. 6A–C). Researchers also noted and analyzed any deviations in the position of the zygomatic dental implants.

Afterwards, the zygomatic dental implants from both the post-operative CBCT scan and the preoperative STL digital file was virtually marked with a cylinder with the corresponding geometrical dimensions to measure the length and degrees performed using the

3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain) [34].

Statistical analysis

Tables with summaries of the statistics for each of the response variables were displayed according to group, position, and group and position: mean, median, standard deviation, number of observations, and the minimum and maximum values. These were represented visually using box plots. Linear regression models with repeated measures have been adjusted to analyze the differences by function of group, position, and the interaction between these two variables. In case of statistically significant differences, 2-to-2 comparisons were made between positions / groups. The Tukey method was used to adjust the p -values to correct for the type I error. SAS v9.4 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) was used to carry out the statistical analysis. A significance level of 0.05 was used for statistical decisions.

Results

Table 1 shows the mean, median, and SD values for the coronal entry point (mm), apical end point (mm) and angular deviations ($^{\circ}$) of the GI, NI, and FHI study groups.

The paired Student's t -test did not find any statistically significant differences, neither between study groups ($p=0.29065$) nor in the position of the implants ($p=0.1312$) (Fig. 7). In addition, the highest deviations were found between zygomatic dental implant positions 1.2 and 2.4 in the NI study group ($p=0.054$).

The paired Student's t -test found statistically significant differences between the FHI control group and NI study group ($p=0.0053$) and FHI control group and GI study group ($p=0.0004$) with regard to apical end-point deviation. No statistically significant differences were found between the NI and GI study groups ($p=0.6932$). Statistically significant differences were found between

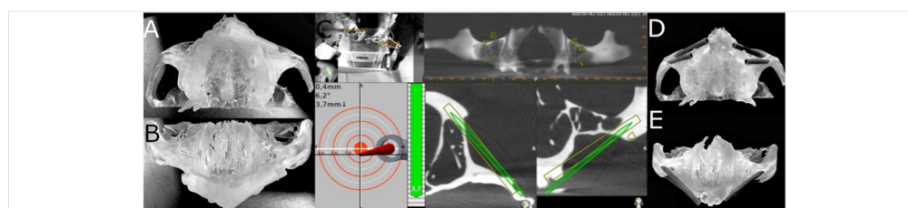


Fig. 5 **A** Occlusal and **B** frontal view of the standardized polyurethane models with the 3D printed template for the left zygomatic dental implants. **C** Tracking procedure during zygomatic dental implant placement with the dynamic navigation appliance and **D** Occlusal and **E** frontal view of the standardized polyurethane models with the zygomatic dental implants manually placed

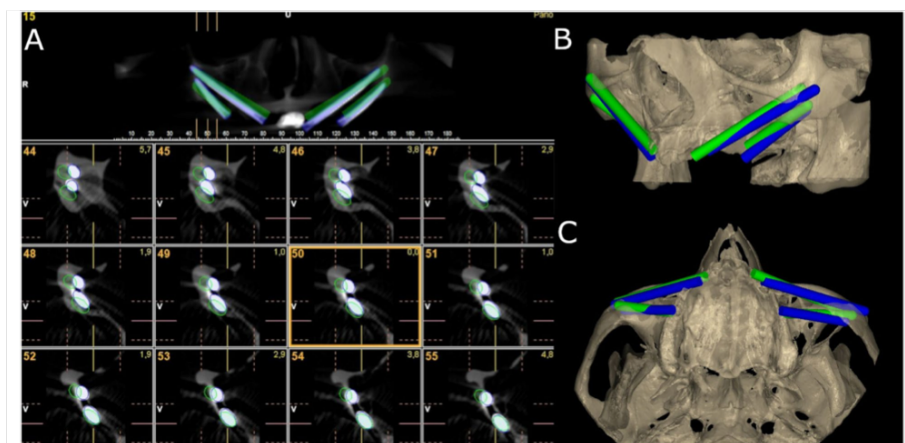


Fig. 6 **A** CBCT images and **B, C** 3D render of the measurement procedure comparing the preoperatively planned (green cylinders) and postoperative implants (blue cylinders) placed on the experimental models

Table 1 Descriptive values of deviations at the coronal entry point (mm), apical end point (mm), and angular (°) deviations of guided implant (GI) using a static navigation system; navigation implant (NI) using a dynamic navigation system; and free-hand technique (FHI)

		n	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum
CORONAL	GI	20	5.54 ^a	5.15	1.72	2.60	8.70
	NI	19	5.43 ^a	5.70	2.13	1.60	10.50
	FHI	20	4.75 ^a	4.35	1.58	2.20	7.80
APICAL	GI	20	5.33 ^a	5.55	2.14	1.40	9.20
	NI	19	4.92 ^a	4.70	1.89	1.70	9.10
	FHI	20	3.20 ^b	3.30	1.45	0.60	5.40
ANGULAR	GI	20	5.30 ^a	5.35	2.80	1.30	9.70
	NI	19	7.36 ^a	6.20	4.12	0.90	16.10
	FHI	20	8.47 ^b	7.05	4.40	3.50	17.20

GI Guided implants, NI Navigation implants, FHI Free-hand implants

^{a, b} Statistically significant differences ($p < 0.05$) between groups

implant positions 1.2 and 1.4 ($p = 0.0392$) and 1.2 and 2.4 ($p = 0.0068$). In addition, the GI study group showed higher deviations between zygomatic dental implant positions 1.2 and 2.4 at the apical end point ($p = 0.0068$), resulting in a statistically significant difference between zygomatic dental implants placed in position 2.4 of the NI study group and FHI control group ($p = 0.0013$) and the GI study group and FHI control group ($p = 0.0011$) (Fig. 7).

The paired Student's *t*-test found statistically significant differences between study groups with regard to angular

deviation ($p = 0.0052$) and implant position ($p < 0.001$), even detecting a relationship between the study group and zygomatic dental implant position ($p = 0.0073$). Statistically significant differences were found between the FHI control group and GI study group ($p = 0.0043$); there were no statistically significant differences between the FHI control group and NI study group ($p = 0.5335$) and the GI control group and NI study group ($p = 0.0724$). There were also statistically significant differences between zygomatic dental implant positions 1.2 and 1.4 ($p = 0.0014$); 2.2 and 2.4 ($p = 0.0178$); and 2.2 and

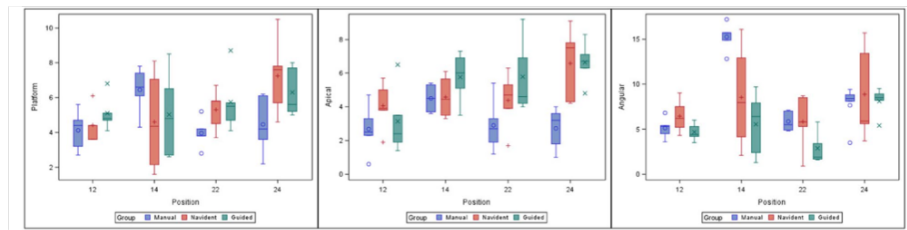


Fig. 7 Box plot of deviations at the coronal entry point, apical end point, and angular deviations observed in the study groups and zygomatic dental implant positions. The horizontal lines in each box represent the median values

1.4 ($p=0.0003$), particularly in the FHI control group (Fig. 7).

To summarize, the FHI technique showed lower deviation values at the coronal entry point and apical end point. This could be due to the fact that the dental implants for the FHI control group were placed last, which meant the operator could memorize the correct position of the zygomatic dental implants. Additionally, zygomatic dental implants inserted in the posterior regions had higher deviation values at the coronal entry point, apical end point, and angular level.

One zygomatic dental implant from the NI study group was not counted, as the osteotomy site was not sufficiently stable for zygomatic dental implant placement after preparation.

Discussion

The results of this study reject the null hypothesis (H_0) that there is no difference in the accuracy of zygomatic dental implant placement between static and dynamic navigation systems.

These findings show that the conventional free-hand technique provides better accuracy when placing zygomatic dental implants at the coronal and apical level than the computer-aided static navigation technique and computer-aided dynamic navigation technique. However, the computer-aided static navigation technique resulted in less angular deviation than the computer-aided dynamic navigation technique and the free-hand control group. Furthermore, the zygomatic dental implants located in the anterior region showed less horizontal and angular deviation than implants in the posterior region, perhaps due to better visibility and accessibility.

Several studies have analyzed the use of computer-aided static navigation techniques in zygomatic dental implant placement. Findings by Vrielinck et al. showed an average coronal entry point of 2.77 ± 1.61 mm, apical end point of 4.46 ± 3.16 mm, and angular deviation of

$5.14 \pm 2.59^\circ$ [16]. The accuracy of computer-aided static navigation when used in conjunction with conventional-length dental implants has also been widely studied. Hoffmann et al. found statistically significant differences in accuracy between implants placed using computer-aided dynamic navigation systems and those placed using the conventional free-hand technique, with mean angular deviations of $4.2 \pm 1.8^\circ$ and $11.2 \pm 5^\circ$, respectively [35]. Chen et al. found similar horizontal deviation values at the apical end point when using a computer-aided dynamic navigation system (1.35 ± 0.55 mm), a computer-aided static navigation system (1.50 ± 0.79 mm), and free-hand implant placement (2 ± 0.79 mm). Higher angular deviation values were observed when using the computer-aided dynamic navigation system ($4.45 \pm 1.97^\circ$), computer-aided static navigation system ($6.02 \pm 3.71^\circ$), and free-hand implant placement ($9.26 \pm 3.62^\circ$) [36]. Wu et al. reported an average coronal entry point of 1.57 ± 0.71 mm, apical end point of 2.1 ± 0.94 mm, and angular deviation of $2.68^\circ \pm 1.25^\circ$ in two hundred and thirty-one zygomatic dental implants placed using a dynamic navigation system [23]. Tao et al. reported that the dynamic navigation technique is influenced by radio-diagnostic technique; specifically at the apical deviation level ($p < 0.001$), with the CBCT resulting in higher values for accuracy than the conventional multi-slice CT [37]. In summary, the dynamic navigation systems have become very helpful in transferring the surgical plan to the patient and avoiding complications of zygomatic dental implant placement for the reconstruction of severe maxillary atrophy and maxillary deficiency defects [38].

The present study did not find any statistically significant differences between computer-aided static and dynamic navigation techniques at the coronal ($p=0.2904$), apical ($p=0.8309$), and angular level ($p=0.1410$); this may be due to the learning curve for using computer-aided dynamic navigation systems,

which could affect results. In other words, the operator acquired experience as they placed the 40 zygomatic dental implants in the anatomically identical experimental models, resulting in the operator having more accurate knowledge in the last study group (FHM). Spille et al. reported statistically significant differences at the apical level ($p < 0.001$) and angular level ($p < 0.001$) of implants placed using a dynamic navigation system after two weeks of learning [39]. Wang et al. analyzed the learning curve of two dynamic navigation systems, which approached each other after 12 dental implants, and finally converged after 27 dental implants [40]. Marques-Guasch et al. observed a trend towards improvement in accuracy between implants 8 and 17 placed using a dynamic navigation system [41], and Sun et al. showed a stabilization of the learning curve after placing five dental implants using a dynamic navigation system [42]. However, Cassetta et al. did not identify a "learning curve" effect for dental implants placed using a static navigation system [43]. Finally, the potential difference in surgical accuracy of the three drilling techniques, dynamic navigation systems, static navigation systems, and freehand drilling, was highlighted in a study on cast models by Chen et al. [36], who reported that the dynamic navigation system exhibited higher accuracy at the apical and angular level. A high level of attention and more time are required from both the clinician and technician for appropriate setup; this is associated with a learning curve [22, 44]. The point-based registration process used in the dynamic navigation systems by identifying fiducial markers (black-and-white tags) is prone to mistakes, such as fiducial localization error (FLE), fiducial registration error (FRE), and target registration error (TRE) [45, 46]. FLE refers to an incorrect identification of fiducial markers by the computer software of the dynamic navigation system, which is dependent on the image voxel size and size of the fiducial markers. FRE is related to the root mean square between adjacent fiducial markers. Finally, TRE refers to the discrepancy between the coordinator of the navigated surgical tool and the corresponding coordinator of the surgical target, which is of vital importance for safely and precisely performing the surgery [47]. Therefore, implanted bone-anchored screws have been shown to be the most accurate fiducial markers and are regarded as the gold standard for point-to-point registration [48].

The results of the present study corroborate those of the study by Mediavilla-Guzman et al., who compared the accuracy of computer-aided static and dynamic navigation systems in the placement of conventional-length dental implants; they found no statistically significant differences between computer-aided static and dynamic navigation systems at the coronal ($p = 0.6535$) and apical

($p = 0.9081$) levels. They did find statistically significant differences between the angular deviations of computer-aided static and dynamic navigation systems ($p = 0.0272$) [20]. The present study found higher horizontal deviations owing to the longer implant length of zygomatic dental implants, particularly at the apical end point. The accuracy of computer-aided static navigation techniques for dental implant placement directly depends on the design and manufacturing process used to create the surgical template, and inaccurate manufacturing can potentially lead to intraoperative complications [14]. Computer-aided dynamic navigation systems provide clinicians with a direct view of the surgical field and enable them to adjust the position of an implant if needed [16, 22]. Additionally, these systems are especially useful in patients with mouth openings or in cases of rehabilitation of the posterior region [18, 21]. The primary drawback of computer-aided dynamic navigation systems is that it is difficult to keep sight of the dynamic navigation system display throughout the entire procedure. As a result, augmented reality devices are often used to project a virtual image of the computer-aided dynamic navigation system, enabling the clinician to maintain visibility of the surgical field [49, 50]. The accuracy of the depth, angle, and position of implant placement can be compared across image-guided navigation systems. This is necessary to reduce the risk of intraoperative surgical complications and enable clinicians to properly position dental implants, which is crucial because poor positioning can result in compromised primary stability and negatively affect restoration techniques with immediate loading [16, 18, 21]. These techniques also prevent the need for the large excisions sometimes performed to reveal the implant platform after the healing process, instead providing a transgingival, minimally invasive approach for implant placement [18, 36]. These techniques may prove particularly useful in high-risk patients, including cardiovascular patients who take anticoagulation medications and patients with atrophic, edentulous mandibles [18].

This *in vitro* study is somewhat limited in scope due to its experimental nature. That being said, the methodology used can be easily applied to clinical studies, and it can be used to provide evidence with a view to determining the most accurate technique for zygomatic dental implant placement.

Conclusion

Bearing in mind the limitations of this study, the results of the present study indicate that the manual free-hand technique results in more accurate placement of zygomatic dental implants than computer-assisted surgical techniques due to the relevance of the learning curve effect inherent to each zygomatic dental implant

placement technique. Additionally, the results of the present study found that placement of zygomatic dental implants is more accurate in the anterior region than in the posterior region; further studies are needed to these results.

Acknowledgements

N/A.

Authors' contributions

J. R. G. R. performed the experimental procedure. A. G. C. designed the methodology of the study. V. M. P. H. measured the results. E. R. D. performed the statistical analysis. Á. Z.-M. and J. P. M. analyzed the data. S. H. M. and J. M. M. wrote the manuscript. The final manuscript was reviewed and approved by all authors.

Funding

No external funding was applied to this study.

Declarations

Ethics approval and consent to participate

Researchers conducted a randomized controlled experimental trial based on the methodology of a previous study and in accordance with International Organization for Standardization guidelines (ISO 14801). This clinical trial took place between January to March 2021 at the Dental Center for Innovation and Advanced Specialties at Alfonso X El Sabio University in Madrid, Spain. The study was approved by the Ethical Committee of the Faculty of Health Sciences at Alfonso X El Sabio University in December 2020 (Process no. 27/2020). The patient provided their informed consent prior to their CBCT scan being used in this study.

Consent for publication

N/A.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Author details

¹Department of Implant Surgery, Faculty of Health Sciences, Alfonso X El Sabio University, Avda. Universidad, 1, Villanueva de la Cañada, 28691 Madrid, Spain. ²Department of Maxillofacial Surgery, Quirón Health Hospital, 28002 Madrid, Spain. ³Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca, 37008 Salamanca, Spain. ⁴Department of Surgery, Faculty of Dentistry, University of Navarra, 31009 Pamplona, Navarra, Spain.

Received: 16 September 2022 Accepted: 4 March 2023

Published online: 15 March 2023

References

- Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Ouazzani W, Claros P, Potau JM, Aparicio A. The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16:447–59. <https://doi.org/10.1111/cid.12007>.
- Nyström E, Ahlqvist J, Legrell PE, Kahnberg KE. Bone graft remodelling and implant success rate in the treatment of the severely resorbed maxilla: a 5-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31:158–64. <https://doi.org/10.1054/ijom.2001.0197>.
- Nyström E, Nilsson H, Gunne J, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic maxilla with interpositional bone grafting/Le Fort I osteotomy and endosteal implants: a 11–16 year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38:1–6. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.10.009>.
- Jensen J, Sindet-Pedersen S, Oliver AJ. Varying treatment strategies for reconstruction of maxillary atrophy with implants: results in 98 patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994;52:210–6. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(94\)90283-6](https://doi.org/10.1016/0278-2391(94)90283-6). discussion 216–8.
- Kahnberg KE, Nilsson P, Rasmusson L. Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a 2-stage procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:571–8.
- Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:937–42.
- Davó R, Malevez C, Rojas J, Rodríguez J, Regolf J. Clinical outcome of 42 patients treated with 81 immediately loaded zygomatic implants: a 12- to 42-month retrospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2008;9(Suppl 1):141–50.
- Duarte LR, Filho HN, Francischone CE, Peredo LG, Brånemark PI. The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system—a 30-month clinical and radiographic follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9:186–96. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00046.x>.
- Maló P, NobreMde A, Lopes I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2008;100:354–66. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60237-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60237-1).
- Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol*. 2000;2008(47):162–71. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00259.x>.
- Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6–48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:18–22. <https://doi.org/10.1046/j.1600-0501.2003.00985.x>.
- Davo R, Pons O, Rojas J, Carpio E. Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2010;3:323–34.
- Esposito M, Barausse C, Balercia A, Pistilli R, Ippolito DR, Felice P. Conventional drills vs piezoelectric surgery preparation for placement of four immediately loaded zygomatic oncology implants in edentulous maxillae: results from 1-year split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10:147–58.
- Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery—a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:305–13.
- Chasioti E, Sayed M, Drew H. Novel Techniques with the Aid of a Staged CBCT Guided Surgical Protocol. *Case Rep Dent*. 2015;2015:439706. <https://doi.org/10.1155/2015/439706>.
- Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2003;32:7–14. <https://doi.org/10.1054/ijom.2002.0337>.
- Chow J, Hui E, Lee PK, Li W. Zygomatic implants—protocol for immediate occlusal loading: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64:804–11. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2006.01.021>.
- Kaewisiri D, Panmekiate S, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30:505–14. <https://doi.org/10.1111/clr.13435>.
- Jorba-García A, Figueiredo R, González-Barnadas A, Camps-Font O, Valmaseda-Castellón E. Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: an in-vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019;1(24):e76–83. <https://doi.org/10.4317/medoral.22785>.
- MediavillaGuzmán A, RiadDeglow E, Zubizarreta-Macho Á, Agustín-Panadero R, Hernández MS. Accuracy of computer-aided dynamic navigation compared to computer-aided static navigation for dental implant placement: an in vitro study. *J Clin Med*. 2019;2(8):2123. <https://doi.org/10.3390/jcm8122123>.
- 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):416–35. <https://doi.org/10.1111/clr.13346>.
- Stefanelli LV, DeGroot BS, Lipton DI, Mandelaris GA. Accuracy of a dynamic dental implant navigation system in a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:205–13. <https://doi.org/10.11607/jomi.6966>.

23. Gutiérrez Muñoz D, Obrador Aldover C, Zubizarreta-Macho Á, González Menéndez H, Llorio Castro J, Peñarocha-Oltra D, Montiel-Company JM, Hernández MS. Survival rate and prosthetic and sinus complications of zygomatic dental implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: a systematic review and meta-analysis. *Biology* (Basel). 2021;10(7):601. <https://doi.org/10.3390/biology10070601>.
24. Wu Y, Tao B, Lan K, Shen Y, Huang W, Wang F. Reliability and accuracy of dynamic navigation for zygomatic implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(4):362–76. <https://doi.org/10.1111/clr.13897>.
25. Bhalerao A, Marimuthu M, Wahab A, Ayoub A. Flapless placement of zygomatic implants using dynamic navigation: an innovative technical note. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2022;50266–4356(22):00604. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2022.11.282>.
26. Wang F, Fan S, Huang W, Shen Y, Li C, Wu Y. Dynamic navigation for prosthetically driven zygomatic implant placement in extensive maxillary defects: Results of a prospective case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24(4):435–43. <https://doi.org/10.1111/cid.13101>.
27. Shen Y, Dai Q, Tao B, Huang W, Wang F, Lan K, Sun Y, Ling X, Yan L, Wang Y, Wu Y. Real-time dynamic navigation system for the precise quad-zygomatic implant placement in a patient with a severely atrophic maxilla. *J Vis Exp.* 2021;1(176). <https://doi.org/10.3791/62489>.
28. Bhalerao A, Marimuthu M, Wahab A, Ayoub A. Dynamic navigation for zygomatic implant placement: a randomized clinical study comparing the flapless versus the conventional approach. *J Dent.* 2023;130:104436. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104436>.
29. Zhou W, Fan S, Wang F, Huang W, Jamjoom FZ, Wu Y. A novel extraoral registration method for a dynamic navigation system guiding zygomatic implant placement in patients with maxillectomy defects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2021;50(1):116–20. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.03.018>.
30. Grecchi F, Stefanelli LV, Grivetto F, Grecchi E, Siev R, Mazor Z, Del Fabbro M, Pranno N, Franchina A, Di Lucia V, De Angelis F, Goker F. A novel guided zygomatic and pterygoid implant surgery system: a human cadaver study on accuracy. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(1):6142. <https://doi.org/10.3390/ijerph18116142>.
31. González Rueda JR, García Ávila I, de Paz Hermoso VM, RiadDeglow E, Zubizarreta-Macho Á, PatoMorelo J, Montero Martín J, Hernández MS. Accuracy of a computer-aided dynamic navigation system in the placement of zygomatic dental implants: an in vitro study. *J Clin Med.* 2022;11(5):1436. <https://doi.org/10.3390/jcm11051436>.
32. Aparicio C. A proposed classification for zygomatic implant patient based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *Eur J Oral Implantol.* 2011;4(3):269–75.
33. Aparicio C. The zygoma anatomy guided approach (ZAGA). In: Aparicio C, editor. *Zygomatic implants. The anatomy-guided approach*. Berlin: Ed. Quintessence; 2012. p. 113–36.
34. MediavillaGuzmán A, RiadDeglow E, Zubizarreta-Macho Á, Agustín-Panadero R, Hernández MS. 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. <https://doi.org/10.3390/jcm8122123>.
35. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:609–14. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01153.x>.
36. Chen CK, Yuh DY, Huang RY, Fu E, Tsai CF, Chiang CY. Accuracy of implant placement with a navigation system, a laboratory guide, and freehand drilling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:1213–8. <https://doi.org/10.11607/jomi.6585>.
37. Tao B, Shen Y, Sun Y, Huang W, Wang F, Wu Y. Comparative accuracy of cone-beam CT and conventional multislice computed tomography for real-time navigation in zygomatic implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(6):747–55. <https://doi.org/10.1111/cid.12958>.
38. Wu Y, Wang F, Huang W, Fan S. Real-time navigation in zygomatic implant placement: workflow. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31(3):357–67. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2019.03.001>.
39. Spille J, Helmstetter E, Kübel P, Weitkamp JT, Wagner J, Wiekert H, Naujokat H, Flörke C, Wiltfang J, Gülses A. Learning curve and comparison of dynamic implant placement accuracy using a navigation system in young professionals. *Dent J (Basel).* 2022;10(10):187. <https://doi.org/10.3390/dj10100187>.
40. Wang XY, Liu L, Guan MS, Liu Q, Zhao T, Li HB. The accuracy and learning curve of active and passive dynamic navigation-guided dental implant surgery: an in vitro study. *J Dent.* 2022;124:104240. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104240>.
41. Marques-Guasch J, Rodríguez-Bauzá R, Satorres-Nieto M, Hom-Lay W, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Accuracy of dynamic implant navigation surgery performed by a novice operator. *Int J Comput Dent.* 2022;25(4):377–85. <https://doi.org/10.3290/jicd.b2588207>.
42. Sun TM, Lan TH, Pan CY, Lee HE. Dental implant navigation system guide the surgery future. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018;34(1):56–64. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2017.08.011>.
43. Cassetta M, Altieri F, Giansanti M, Bellardini M, Brandetti G, Piccoli L. Is there a learning curve in static computer-assisted implant surgery? A prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020;49(10):1335–42. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.03.007>.
44. Lopes A, de Araújo NM, Santos D. The workflow of a new dynamic navigation system for the insertion of dental implants in the rehabilitation of edentulous jaws: report of two cases. *J Clin Med.* 2020;9(2):421. <https://doi.org/10.3390/jcm9020421>.
45. Xiaojun C, Ming Y, Yanping L, Yiqun W, Chengtao W. Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants. *Comput Methods Programs Biomed.* 2009;93(2):162–73. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2008.09.002>.
46. Lübbers HT, Matthews F, Zemmann W, Grätz KW, Obwegeser JA, Bredell M. Registration for computer-navigated surgery in edentulous patients: a problem-based decision concept. *J Craniomaxillofac Surg.* 2011;39(6):453–8. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2010.10.021>.
47. Heinz TL, Felix M, Wolfgang Z, et al. Registration for computer-navigated surgery in edentulous patients: a problem-based decision concept. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;39:453–8.
48. Fitzpatrick JM, West JB, Maurer CR Jr. Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging.* 1998;17(5):694–702.
49. Pellegrino G, Mangano C, Mangano R, Ferri A, Taraschi V, Marchetti C. Augmented reality for dental implantology: a pilot clinical report of two cases. *BMC Oral Health.* 2019;19:158. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0853-y>.
50. Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Salomó-Coll O, Wang HL. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review. *Ann Anat.* 2019;225:1–10. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2019.04.005>.

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:

- fast, convenient online submission
- thorough peer review by experienced researchers in your field
- rapid publication on acceptance
- support for research data, including large and complex data types
- gold Open Access which fosters wider collaboration and increased citations
- maximum visibility for your research: over 100M website views per year

At BMC, research is always in progress.

Learn more biomedcentral.com/submissions



Journal section: Oral Surgery

Publication Types: Research

doi:10.4317/jced.61097

https://doi.org/10.4317/jced.61097

Accuracy of zygomatic dental implant placement using computer-aided static and dynamic navigation systems compared with a mixed reality appliance. An *in vitro* study

Juan-Ramón González-Rueda ¹, Agustín Galparsoro-Catalán ¹, Víctor-Manuel de Paz-Hermoso ², Elena Riad-Deglow ¹, Álvaro Zubizarreta-Macho ^{1,3}, Jesús Pato-Mourelo ⁴, Sofía Hernández-Montero ¹, Javier Montero-Martín ³

¹ Department of Implant Surgery, Faculty of Health Sciences, Alfonso X el Sabio University, 28691 Madrid, Spain

² Department of Maxillofacial Surgery. Quiron Health Hospital. 28002 Madrid, Spain

³ Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca, 37008 Salamanca, Spain

⁴ Department of Surgery, Faculty of Dentistry, University of Navarra, 31009 Pamplona (Navarra), Spain

Correspondence:

Department of Implant Surgery

Faculty of Health Sciences

Alfonso X el Sabio University

Avda. Universidad, 1. 28691

Villanueva de la Cañada

Madrid, Spain

amacho@uax.es

Received: 05/10/2023

Accepted: 14/11/2023

Please cite this article in press as: González-Rueda JR, Galparsoro-Catalán A, de Paz-Hermoso VM, Riad-Deglow E, Zubizarreta-Macho A, Pato-Mourelo J, Hernández-Montero S, Montero-Martín J. Accuracy of zygomatic dental implant placement using computer-aided static and dynamic navigation systems compared with a mixed reality appliance. An *in vitro* study. J Clin Exp Dent. (2023), doi:10.4317/jced.61097

Abstract

Background: Analyze and compare the accuracy of zygomatic dental implant placement carried out using a static navigation surgery, a dynamic navigation surgery and an augmented reality appliance.

Material and Methods: Eighty (80) zygomatic dental implants were randomly assigned to one of four study groups: A: static navigation implant surgery (n = 20) (GI); B: dynamic navigation implant surgery (n = 20) (NI); C: augmented reality appliance implant placement (n = 20) (ARI) and D: free hand technique (n = 20) (FHI). A preoperative cone-beam computed tomography (CBCT) scan of the existing situation was performed to plan the surgical approach for the computer assisted implant surgery study groups. Four zygomatic dental implants were placed in anatomical-based polyurethane models (n = 20) manufactured by stereolithography, and a postoperative CBCT scan was taken. Subsequently, the preoperative planning and postoperative CBCT scans were uploaded to dental implant software to analyze the coronal global, apical global, and angular deviations. Results were analyzed using linear regression models with repeated measures to assess the differences according to the group, according to the position, and the interaction between both variables. If statistically significant differences were detected, 2-to-2 comparisons were made between the groups/positions.

Results: The results did not show statistically significant differences between the coronal global deviations of GI (5.54 ± 1.72 mm), NI (5.43 ± 2.13 mm), ARI (5.64 ± 1.11 mm) and FHI (4.75 ± 1.58 mm). However, showed statistically significant differences between the apical global deviations of FHI (3.20 ± 1.45 mm) and NI (4.92 ± 1.89 mm) ($p = 0.0078$), FHI and GI (5.33 ± 2.14 mm) ($p = 0.0005$) and FHI and ARI (4.88 ± 1.54 mm) ($p = 0.0132$). In addition, the results showed also statistically significant differences between the angular deviations of FHI (8.47° ± 4.40°) and NI (7.36° ± 4.12°) ($p = 0.0086$) and between GI (5.30° ± 2.80°) and ARI (9.60° ± 4.25°) ($p = 0.0005$).

Conclusions: Free-hand technique provides greater accuracy of zygomatic dental implant placement than computer-assisted implant surgical techniques, and zygomatic dental implants placed in the anterior region are more accurate than in the posterior region. However, it is an in vitro study and further clinical studies must be conducted to extrapolate the results to the clinical setting.

Key words: Implantology, computer assisted implant surgery, image-guided surgery, augmented reality, navigation surgery, zygomatic implants.

Introduction

Rehabilitation of severely atrophied, completely edentulous maxillae is of the utmost concern, and these procedures constitute a challenge for dental practitioners given the lack of available bone, which inhibits placement of dental implants of conventional length (1). Multiple alternative therapeutic procedures have been proposed as alternatives for the rehabilitation of atrophic maxilla, using bone augmentation techniques to increase bone availability and enable subsequent implant-supported rehabilitation, including sinus lifts, grafting procedures, and apposition grafts (with or without LeFort I osteotomies), with reported success rates ranging from 60–90% (2–4). However, most of these techniques necessitate delayed approaches and procedures of two stages or more, among them bone grafts, which heighten the potential risk of postoperative complications (5). Furthermore, the limited bone availability and/or low-inadequate bone density of edentulous patients with atrophic maxilla is linked to higher implant failure rates (6,7). As a result, some clinicians have proposed zygomatic dental implants as an alternative for rehabilitating fully edentulous maxillae without the need for bone grafting procedures (8). This rehabilitation technique using zygomatic implant has been employed in patients presenting with severe maxilla resorption, together with the use conventional-length dental implants, with reported survival rates ranging from 96–100% (9–11). Regrettably, there is also a risk of potential postoperative complications that may affect the maxillary sinus, particularly in the case of intrasinus zygomatic dental implant placement. Incidence of sinusitis has been reported in as many as 5–6% of cases (range: 0–26.6%); that being said, therapy with antibiotics has also been demonstrated as widely effective in all patients (12,13). Moreover, research has also found prosthetic complications in implant-supported restorations that use zygomatic dental implants; these include effects on the elements of retention of overdentures, overgrowth of the mucosa, fractured fixed dental prostheses, hyperplasia, and discomfort (14). Additionally, clinicians have reported intraoperative and postoperative complications including fracture of the zygoma, infection, burning sensations, implant fenestration, and discomfort due to an implant protruding under the lower eyelid (15,16). It is therefore important to improve the

accuracy of zygomatic dental implants to reduce the potential complications of intraoperative and postoperative dental implants, especially in extremely atrophic edentulous maxillae. In addition, this computer assisted implant surgery techniques based on cone-beam computed tomography (CBCT) scans have shown to also improve the accuracy of transferring the prosthetic digital planning to the jaw (17). In recent years, the field of dental surgery has seen the use of image data based navigation techniques for the placement of dental implants to improve procedure outcomes and avoid the potential risks carried by this therapeutic procedure (17). This alternative surgical approach is developed using preoperative CBCT scans and specialized software for 3D implant planning, enabling more accurate placement of implants (18). In general, there are two different kinds of surgical implant placement techniques using computer assisted implant surgery (CAIS) techniques: dynamic (d-CAIS) and static (s-CAIS). Vrielinck *et al.* used a surgical template based on a preoperative CT scan to improve the accuracy of zygomatic dental implant placement and thereby increase survival rates (19). Chow *et al.* used this surgical protocol to enable immediate occlusal loading of zygomatic dental implants (20). d-CAIS systems can detect and tracking the position of optical reference markers, which are laid over the patient and surgical instruments via a tracking system array. Both CAIS techniques have been extensively studied, with findings showing that they enable highly accurate placement of dental implants (21–23). The mean horizontal deviation of s-CAIS systems at the coronal global and apical global are 1.2 mm (1.04–1.44 mm) and 1.4 mm (1.28–1.58 mm), respectively, with a mean angular deviation of 3.5° (3.0–3.96°) (24). Research has found that d-CAIS systems result in 0.81 mm deviation at the coronal global 0.91 mm deviation at the apical global and an angular deviation of 3.807° (25). The values of these findings have yet to be compared.

Augmented reality devices have also been used to improve visualization (26) and experimentally improve the accuracy of implant placement with conventional length dental implants (27); however, there is little published literature regarding these techniques, and clinical trials are needed to better evaluate the accuracy of these technologies. Augmented reality appliances have not been

used before in the field of dental implants, and they could prove useful due to their accurate tracking technology and small size.

The objective of the present in vitro study was to evaluate and compare the accuracy of placement of zygomatic dental implants using a static navigation surgery, a dynamic navigation surgery, an augmented reality appliance and a free-hand approach on surgical models. The null hypothesis (H0) states that there is no difference in accuracy when comparing placement of zygomatic dental implants using a static navigation surgery, a dynamic navigation surgery, and an augmented reality appliance.

Material and Methods

-Study Design

Researchers conducted a randomized controlled experimental trial in keeping with the principles outlined by the International Organization for Standardization (ISO 14801). This experimental trial was carried out between January to March 2021 at the Dental Centre of Innovation and Advanced Specialties at the Alfonso X El Sabio University (Madrid, Spain). The Ethical Committee of the Alfonso X El Sabio University approved the study in December 2020 (process no. 23/2020). The patient provided their informed consent to for their preoperative cone-beam computed tomography (CBCT) scan to be used in this study.

Eighty (80) zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were planned and placed in teeth in positions 2.4 (4.3 mm × 30 mm, internal taper and conical wall), 2.2 (4.3 mm × 50 mm, internal taper and conical wall), 1.2 (4.3 mm × 52.5 mm, internal taper and conical wall), and 1.4 (4.3 mm × 35 mm, internal taper and conical wall). Researchers used an ANOVA to establish the sample size, achieving 80% power with a confidence level of 5%, with a variability between groups of 0.6 and variability intra groups of 4, to identify differences in the contrast of the null hypothesis $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4$.

Researchers randomized the zygomatic dental implants (Epidat 4.1, Galicia, Spain), which were assigned to one of the following study groups: A: zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), with placement using a s-CAIS system (NemoStudio®, Nemo-tec, Madrid, Spain) (n = 20) (guided implant (GI)); B, zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), with placement using a d-CAIS (Navident, ClaroNav, Toronto, Canada) (n=20) (navigation implant (NI)); C, zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), with placement using a augmented reality appliance (Hololens1, Redmond, WA, USA) (n = 20) (augmented reality implants (ARI)); and D, zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain), which were placed manually using a freehand technique (n = 20) (freehand implant (FHI)). The order of placement of the zygomatic dental implants (Galimplant,

Sarria, Lugo, Spain) was randomized across the study groups (Epidat 4.1, Galicia, Spain), beginning with the GI study group and followed by the NI study group, ARI study group, and FHI control group. Drilling order was also randomized (Epidat 4.1, Galicia, Spain), beginning with the zygomatic dental implant located in position 1.2 and followed by the zygomatic dental implant located in position 2.2, 1.4 and 2.4.

-Imaging and Fabrication of Surgical Models

Twenty (20) anatomically based standardized polyurethane models of a completely edentulous, atrophic upper jaw maxilla were manufactured using a3D impression procedure (Sawbones Europe AB, Malmö, Sweden) based on a preoperative CBC scan (WhiteFox, Satelec, Merignac, France). The scan was taken from a real patient using the following exposure parameters: 8.0mA, 105.0 kV peak, 7.20 s, with a field of view of 15 mm × 13 mm.

-Surgical Planning

The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) from the GI study group were virtually planned using 3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain) with the aforementioned measurements (Fig. 1A,B). After the virtual templates were designed (Fig. 1A,D), they were manufactured using stereolithography (ProJet 6000, 3D Systems, Rock Hill, SC, USA) for a half guided surgical procedure at 1000rpm under cooling, following the manufacturer recommendations (Fig. 1E,F). These templates were apt for the experimental models, with no further adjustments being made.

A preoperative CBCT scan was taken of the NI anatomical-based standardized polyurethane models (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) prior to placing a jaw tag, which allow the recognition and planning procedures. This black and white tag was affixed to the dental surface of the anatomically based, standardized polyurethane models using a photo-polymerized composite resin. Afterwards, the STL digital file from the surgical planning performed with the 3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid, Spain), was imported to the treatment-planning software (Navident, ClaroNav, Toronto, Canada) of the d-CAIS to guide the surgical planning. The datasets obtained from the CBCT scan were imported into a treatment-planning software (Navident, ClaroNav, Toronto, Canada) on a laptop computer mounted on a mobile unit to simulate placement of the zygomatic dental implant like the prior surgical planning (Fig. 2A). Another B&W drill tag was attached to the handpiece (W&H, Bürmoos, Austria). Researchers calibrated and identified both optical reference markers using an optical triangulation tracking system with stereoscopic motion-tracking cameras, which oriented the drilling process in real time, ensuring the planned angle, pathway, and depth were achieved. A zygomatic dental

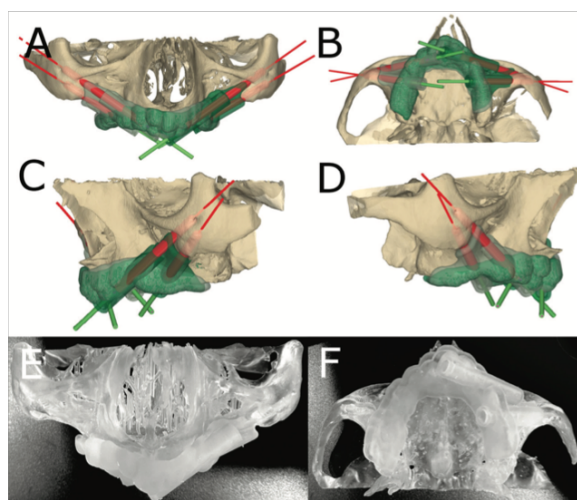


Fig. 1: (A) Front, (B) bottom, (C) left, and (D) right lateral views of the dental implants and virtual template planning. (E) Front and (F) bottom view of the surgical template adjustment on the experimental models.

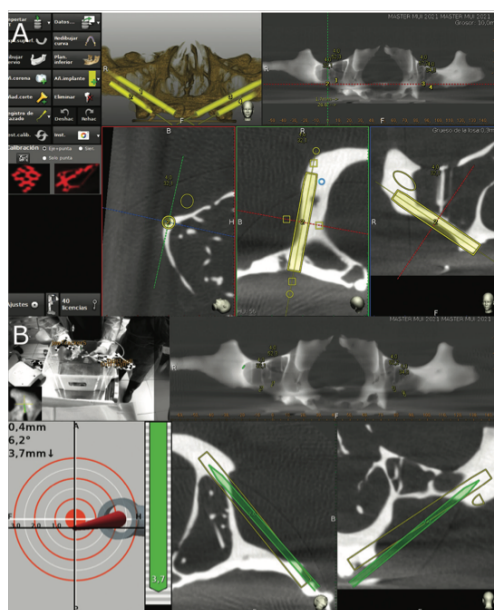


Fig. 2: (A) Treatment-planning software preoperative planning of placement of the zygomatic dental implant for the dynamic navigation surgery appliance and (B) tracking procedure during zygomatic dental implant placement.

E4

01 implant system (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) was
02 used to perform the drilling, with this procedure being
03 monitored on the laptop computer with the d-CAIS sys-
04 tem (Fig. 2B).

05 -Composition of the AR system

06 The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria,
07 Lugo, Spain) that had been randomly assigned to the
08 ARI study group were virtually planned using a 3D im-
09 plant-planning software (NemoScan, Nemotec, Madrid,
10 Spain) with the aforementioned measurements. The
11 STL digital file of the dental implants positioning was
12 uploaded to an augmented reality appliance (Hololens1,
13 Microsoft, Redmond, WA, USA), to enable drilling in
14 all space planes (INNOAREA, Valencia, Spain) without
15 any delay related to the detection and tracking of the
16 anatomical-based standardized polyurethane models.
17 The information related to the position of the zygomatic
18 dental implants was virtually transferred to the anatomical-
19 based standardized polyurethane models (WhiteFox,
20 Satelec, Merignac, France) by showing the zygomatic
21 dental implants as three-dimensional cylinders. Tracking
22 was achieved by four tracking cameras incorporated in
23 the augmented reality appliance (Hololens1, Microsoft,
24 Redmond, WA, USA) (27).

25 The zygomatic dental implants (Galimplant, Sarria,
26 Lugo, Spain) that had been randomly assigned to the
27 FHI control group were placed manually, with access
28 to CBCT scan and the preoperative planning (NemoS-
29 tudio®, Nemotec, Madrid, Spain). All zygomatic dental
30 implants (Galimplant, Sarria, Lugo, Spain) were placed
31 by a unique operator with prior surgical experience who
32 had received training sessions in static CAIS, dynamic
33 CAIS and augmented reality surgical techniques for zy-
34 gomatic dental implant placement.

35 -Data Acquisition

36 Following placement of the zygomatic dental implant,
37 researchers conducted postoperative CBCT scans (WhiteFox,
38 Satelec, Merignac, France) using the exposure
39 parameters. The planning and postoperative CBCT
40 scans (WhiteFox, Satelec, Merignac, France) of the di-
41 fferent study groups were subsequently uploaded into a
42 3D implant-planning software (NemoScan, Nemotec,
43 Madrid, Spain). The scans were then matched to assess
44 the coronal global deviation, measured at the coronal
45 entry point (mm), apical global deviation (mm), and an-
46 gular deviation (°), with the latter measured in the center
47 of the cylinder. Any deviations that were noted in any of
48 the implants were subsequently evaluated and compared
49 between axial, sagittal, and coronal views (Fig. 3A-E)
50 by an independent operator. In addition, the deviations
51 in the position of zygomatic dental implant positions
52 were also recorded and analyzed.

53 -Statistical Analysis

54 For each of the response variables, tables have been ob-
55 tained with summary statistics based on group, position,

and group and position: number of observations, mean,
standard deviation, median, and minimum and maxi-
mum values. They have been represented graphically
using box plots.

Linear regression models with repeated measures have
been adjusted to analyze the differences according to
the group, according to the position, and the interaction
between both variables. If statistically significant differ-
ences were detected, 2-to-2 comparisons were made
between the groups/positions. The p-values have been
adjusted using the Tukey method to correct type I error.
Statistical analysis was performed with the software:
SAS v9.4, SAS Institute Inc., Cary, NC, USA. The sta-
tistical decisions have been made taking the value 0.05
as the level of significance.

Results

Table 1 shows the means, medians and SD values for
the coronal global (mm), apical global (mm) and angular
deviations (°) of the GI, NI, ARI, and FHI study groups.
We did not find any statistically significant differences
between the study groups in coronal global deviations (p
= 0.2904), nor in the zygomatic dental implant positions
(p = 0.1068) (Fig. 4A). However, there were statistically
significant differences found between zygomatic dental
implant positions 1.2 (4.77 ± 1.18 mm) and 2.4 ($6.06 \pm$
 1.90 mm) of the NI study group (p = 0.033).

We found statistically significant differences in the apical
global deviations of the FHI (3.20 ± 1.45 mm) control
group and NI (4.92 ± 1.89 mm) study group (p = 0.0078),
FHI control group and GI (5.33 ± 2.14 mm) study group
(p = 0.0005), and FHI control group and ARI ($4.88 \pm$
 1.54 mm) study group (p = 0.0132). However, no sta-
tistically significant differences were found between the
NI and GI study groups (p = 0.8309), NI and ARI study
groups (p = 1.0000), and GI and ARI study groups (p
= 0.8278). In addition, statistically significant differences
were found between zygomatic dental implant positions
1.2 (3.38 ± 1.64 mm) and 1.4 (5.08 ± 1.33 mm) (p
= 0.0117) and 1.2 and 2.4 (5.47 ± 2.21 mm) (p = 0.0008).
In addition, the GI study group showed higher devia-
tions at the apical global between zygomatic dental im-
plant positions 1.2 and 2.4 (p = 0.0050), resulting in
a statistically significant difference between zygomatic
dental implants placed in position 2.4 of the FHI control
group and NI study group (p = 0.0017), FHI control
group and GI study group (p = 0.0014), and FHI control
group and ARI study group (p = 0.0140) (Fig. 4B).

We also found statistically significant differences be-
tween angular deviations of the study groups (p = 0.0006)
and zygomatic dental implant positions (p < 0.001), even
detecting a relationship between the study group and zy-
gomatic dental implant position (p = 0.0165). Statisti-
cally significant differences were observed between the
FHI ($8.47 \pm 4.40^\circ$) control group and NI ($7.36 \pm 4.12^\circ$)

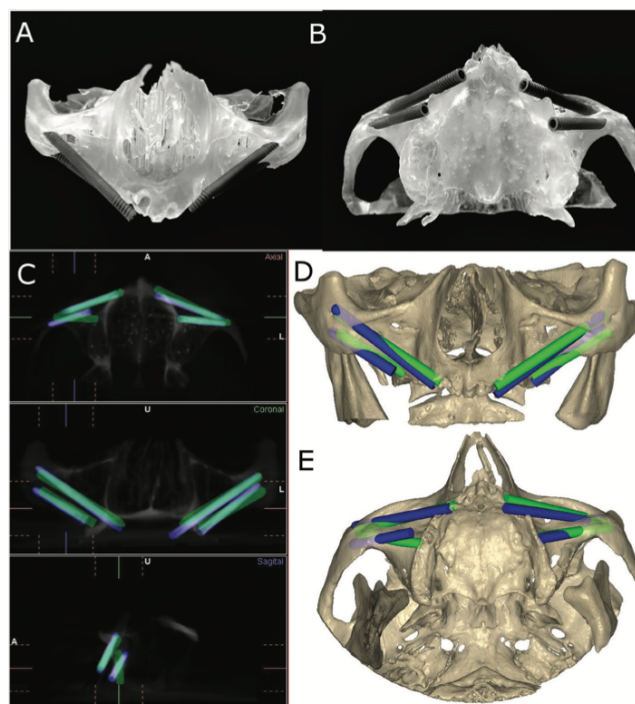


Fig. 3: (A) Front and (B) bottom view of the zygomatic dental implants placed on the experimental model. (C) CBCT images, (D) front and (E) bottom view of the measurement procedure between the preoperative planning (green cylinders) and postoperative zygomatic dental implant placement (blue cylinders).

Table 1: Descriptive values for the deviation at the coronal entry point (mm), apical endpoint (mm) and angular (°) deviations of (guided implant (GI) using a static navigation system; navigation implant (NI) using a dynamic navigation system).

		n	Mean	Median	SD	Minimum	Maximum
CORONAL	GI	20	5.54 ^a	5.15	1.72	2.60	8.70
	NI	19	5.43 ^a	5.70	2.13	1.60	10.50
	MRI	16	5.64 ^a	5.85	1.11	4.30	7.50
	FHI	20	4.75 ^a	4.35	1.58	2.20	7.80
APICAL	GI	20	5.33 ^a	5.55	2.14	1.40	9.20
	NI	19	4.92 ^a	4.70	1.89	1.70	9.10
	MRI	16	4.88 ^a	4.90	1.54	1.60	7.30
	FHI	20	3.20 ^b	3.30	1.45	0.60	5.40
ANGULAR	GI	20	5.30 ^a	5.35	2.80	1.30	9.70
	NI	19	7.36 ^a	6.20	4.12	0.90	16.10
	MRI	16	9.60 ^b	7.75	4.25	4.00	17.40
	FHI	20	8.47 ^b	7.05	4.40	3.50	17.20

^{a,b} Statistically significant differences ($p < 0.05$) between groups. GI: Guided implants; NI: Navigation implants; MRI: Mixed Reality implants and FHI: Free-hand implants.

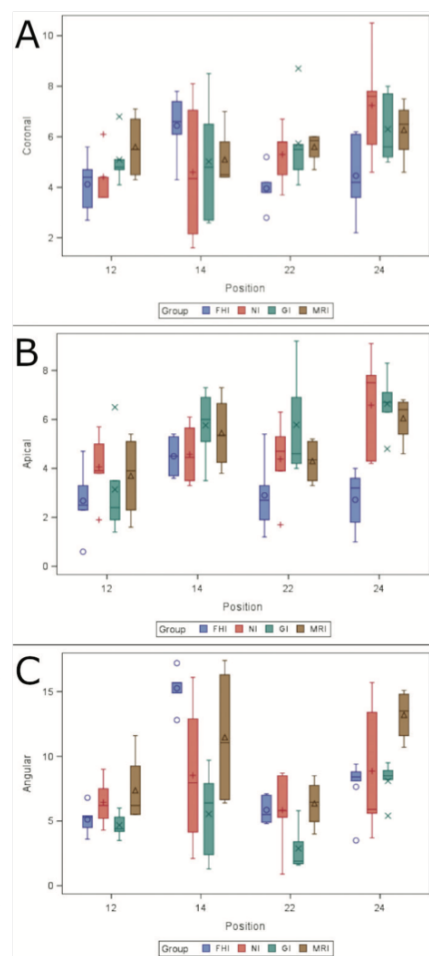


Fig. 4: (A) Box plot of deviations at the coronal, (B) apical and (C) angular deviations in the study groups and zygomatic dental implant positions. Median values are represented by the horizontal lines in each box.

study group ($p = 0.0086$) and between the GI ($5.30 \pm 2.80^\circ$) and ARI ($9.60 \pm 4.25^\circ$) study groups ($p = 0.0005$). In addition, statistically significant differences were found between zygomatic dental implant positions 1.2 ($5.83 \pm 1.96^\circ$) and 1.4 ($10.22 \pm 5.52^\circ$) ($p = 0.0004$), 1.2 and 2.4 ($9.25 \pm 3.66^\circ$) ($p = 0.0038$), 1.4 and 2.2 ($5.17 \pm 2.41^\circ$) ($p < 0.0001$), and 2.2 and 2.4 ($p = 0.0004$), parti-

cularly between the FHI control group and ARI study group (Fig. 4C).

One zygomatic dental implant and four dental implants were withdrawn from the NI and ARI study groups, respectively, because the osteotomy site preparations did not provide sufficient stability for the zygomatic dental implants.

Discussion

The results of the present study reject the null hypothesis (H_0), which states that there is no difference in the accuracy of zygomatic dental implants placed using a s-CAIS system, a d-CAIS system, and an augmented reality appliance.

The results of the present study show that the conventional free-hand technique provides greater accuracy in the placement of zygomatic dental implants at the coronal and apical level than the static computer assisted implant surgery technique, dynamic computer assisted implant surgery technique, or augmented reality techniques; however, the static computer assisted implant surgery technique resulted in less angular deviation than the dynamic computer assisted implant surgery technique, augmented reality technique, or the free-hand control group. In summary, the FHI approach showed lower deviation values at the coronal global and apical global. This may be because the zygomatic dental implants assigned to the FHI control group were the last to be placed, which meant the operator was able to learn and memorize the correct position of the zygomatic dental implants. Furthermore, zygomatic dental implants placed in posterior regions showed higher deviation values at the coronal global, apical global, and angular level. Moreover, the zygomatic dental implants located in the anterior region showed less horizontal and angular deviation than posterior dental implants, perhaps due to better accessibility and visibility.

Static computer assisted implant surgery techniques have been studied for use in placement of zygomatic dental implants. Vrielinck *et al.* reported a mean coronal global deviation of 2.77 ± 1.61 mm, a mean apical global deviation of 4.46 ± 3.16 mm, and a mean angular deviation of $5.14 \pm 2.59^\circ$ (19). However, the accuracy of these s-CAIS techniques has been widely studied when using conventional length dental implants, finding a mean coronal global horizontal deviation and apical global deviation of 1.2 mm (1.04-1.44 mm) and 1.4 mm (1.28-1.58 mm), respectively, with a mean angular deviation of 3.5° (3.0-3.96°) (25). In addition, dynamic computer assisted implant surgery techniques have not been used for the placement of zygomatic dental implants, nor have they been compared with the accuracy of s-CAIS techniques, despite having shown to be highly accurate when used with conventional length dental implants. Stefanelli *et al.* found a mean coronal global deviation of

01 0.71 $\pm$ 0.40 mm, a mean apical global deviation of 1.00
 02 $\pm$ 0.49 mm, and a mean angular deviation of $2.26 \pm 1.62^\circ$
 03 (28). Hoffmann *et al.* found statistically significant di-
 04 fferences between d-CAIS systems and manual implant
 05 placement regarding the accuracy of implant placement,
 06 with mean angular deviations of $4.2 \pm 1.8^\circ$ and 11.2
 07 $\pm 5^\circ$, respectively (29). When using a d-CAIS system
 08 (1.35 ± 0.55 mm), a s-CAIS system (1.50 ± 0.79 mm),
 09 and manual implant placement (2 ± 0.79 mm), Chen *et*
 10 *al.* reported similar mean horizontal deviation values at
 11 the apical global deviation. Higher values of angular de-
 12 viation values were found when using a d-CAIS system
 13 ($4.45 \pm 1.97^\circ$), s-CAIS system ($6.02 \pm 3.71^\circ$), and ma-
 14 nual implant placement ($9.26 \pm 3.62^\circ$) (30). However,
 15 s-CAIS and d-CAIS techniques did not result in statisti-
 16 cally significant differences at the coronal ($p = 0.2904$),
 17 apical ($p = 0.8309$), and angular level ($p = 0.1410$) in
 18 the present study, perhaps because the d-CAIS systems
 19 have a steep learning curve that could influence results
 20 (25). The results of the present study are aligned with
 21 the study by Mediavilla-Guzman *et al.*, who compared
 22 the accuracy of s-CAIS and d-CAIS systems in the pla-
 23 cement of conventional length dental implants and re-
 24 ported no statistically significant differences between
 25 s-CAIS and d-CAIS systems at the coronal ($p = 0.6535$)
 26 and apical ($p = 0.9081$) levels. They did observe statisti-
 27 cally significant differences between the angular devia-
 28 tions of s-CAIS and d-CAIS systems ($p = 0.0272$) (23).
 29 The results of the present study found higher horizontal
 30 deviations (especially at the apical global deviation) due
 31 to the longer dental implant length of zygomatic den-
 32 tal implants. The accuracy of dental implant placement
 33 using s-CAIS techniques directly depends on the design
 34 and manufacturing process of the surgical template; in
 35 other words, inaccurate manufacturing could lead to in-
 36 traoperative complications (17). However, d-CAIS sys-
 37 tems prevent the clinician to have a direct view of the
 38 surgical field, although give them the ability to reorient
 39 an implant's position, if necessary.25,26 Furthermore,
 40 these systems prove particularly useful for patients with
 41 limited mouth openings or in treatments of the posterior
 42 region (23-27). The primary drawback of d-CAIS sys-
 43 tems is how difficult it is to keep sight of the d-CAIS
 44 system display throughout the procedure. Therefore,
 45 augmented reality devices are often used to display a
 46 virtual image of the d-CAIS system while maintaining
 47 visibility of the surgical field (31,32). The accuracy rates
 48 of image-guided navigation systems are comparable re-
 49 garding the depth, position, and angle of implants. These
 50 factors are necessary to prevent intraoperative surgical
 51 complications and ensure proper positioning of dental
 52 implants, as poor positioning can compromise primary
 53 stability and inhibit the use of immediate-loading resto-
 54 ration techniques (26,27,29). In addition, these techni-
 55 ques also circumvent the need for wide excisions often

required to expose the implant platform after healing is
 completed, enabling a minimally invasive, transgingival
 approach for implant placement (24,29). These techni-
 ques may be especially helpful for use with high-risk
 patients, including cardiovascular patients who take an-
 ticoagulation medications, or those with atrophic, eden-
 tulous jaws (29).

Augmented reality technology has been used in the edu-
 cation industry and by manufacturers for improving den-
 tal education, particularly in the field of dental implants
 (26); in addition, augmented reality devices have also
 been used to visualize maxillectomy defects. However,
 a target image with a symbol track marker is needed to
 superimpose the virtual models over the real case with
 augmented reality application (27). This limitation was
 solved in the present study by improving the tracking
 method without track markers. Furthermore, Ma *et al.*
 assessed experimentally the accuracy of augmented rea-
 lity technology for dental implant placement, reporting
 a mean target error between 1.25 and 1.63 mm, and a
 mean angle error between 4.03° and 6.10° (33). Jiang *et*
al. found a mean horizontal deviation of < 1.5 mm and a
 mean angular deviation of $< 1.5^\circ$ (34). Additionally, Ki-
 vovics *et al.* reported no statistically significant differen-
 ces between the dental implant position of conventional
 length dental implants at coronal global deviation (1.27
 ± 0.40 mm and 1.31 ± 0.42 mm), apical global devia-
 tion (1.34 ± 0.41 mm and 1.38 ± 0.41 mm) and angular
 deviation ($4.09 \pm 2.79^\circ$ and $3.21 \pm 1.52^\circ$) between aug-
 mented reality technology and s-CAIS (35). However,
 these studies were performed with conventional length
 dental implants without comparing the positioning of
 dental implants with a d-CAIS. In addition, the angular
 deviation of this previous studies showed lower angu-
 lar deviation, due to the higher length and tilted natu-
 re of the zygomatic dental implants are a challenge to
 the operator for the positioning at coronal, apical and
 angular level, comparing to convention length dental
 implants. However, an augmented reality technology
 combining augmented and virtual reality has yet to be
 studied for the placement of dental implants. The pre-
 sent study found that the placement of zygomatic den-
 tal implants using augmented reality device resulted in
 higher coronal and angular deviations when compared
 with s-CAIS and d-CAIS study groups, as well as the
 free-hand control group; however, operators felt that the
 techniques were very promising, and further studies are
 recommended.

The strength of this study is that there is no previous
 study in literature that compares the accuracy of static
 computer assisted implant surgery, dynamic computer
 assisted implant surgery, augmented reality technolo-
 gy and conventional free-hand approach for zygomatic
 dental implant placement and the need for the study is
 obviously that the accuracy of new surgical modalities

must be tested against more established navigational methods. This in vitro study is somewhat limited in scope due to its experimental nature. The methodological procedure used in this study is easily applicable to clinical studies; however, the improvements performed in augmented reality appliances will provide more accurate results in the future. Moreover, the order of navigation methods may have caused learning by the time the operator reached the free hand placement. Additionally, the measurement analysis of the zygomatic dental placement between the navigation techniques was performed in basis of CBCT scans instead of STL digital files, which has proven to be more accuracy (3). Furthermore, the surgical template was not established by pins or screws, which could have influenced the accuracy of the zygomatic dental implants placed with s-CAIS.

Conclusions

Bearing in mind the limitations of the present study, its results found that the manual free-hand technique provides greater accuracy in the placement of zygomatic dental implants than computer assisted implant surgical techniques. In addition, placement of zygomatic dental implants in the anterior region is more accurate than in the posterior region.

References

- Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Ouazzani W, Claros P, Pota JM, et al. The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Jun;16(3):447-59.
- Nyström E, Ahlqvist J, Legrell PE, Kahnberg KE. Bone graft remodelling and implant success rate in the treatment of the severely resorbed maxilla: a 5-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Apr;31(2):158-64.
- Nyström E, Nilson H, Gunne J, Lundgren S. Reconstruction of the atrophic maxilla with interpositional bone grafting/Le Fort I osteotomy and endosteal implants: a 11-16 year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jan;38(1):1-6.
- Jensen J, Sindet-Pedersen S, Oliver AJ. Varying treatment strategies for reconstruction of maxillary atrophy with implants: results in 98 patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994 Mar;52(3):210-6; discussion 216-8.
- Kahnberg KE, Nilsson P, Rasmusson L. Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a 2-stage procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jul-Aug;14(4):571-8.
- Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May-Jun;10(3):303-11.
- Becktor JP, Isaksson S, Abrahamsson P, Sennerby L. Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(3):159-65.
- Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Nov-Dec;21(6):937-42.
- Davó R, Malevez C, Rojas J, Rodríguez J, Regolf J. Clinical outcome of 42 patients treated with 81 immediately loaded zygomatic implants: a 12- to 42-month retrospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2008 Summer;9 Suppl 1(2):141-50.

- Duarte LR, Filho HN, Francischone CE, Peredo LG, Brånemark PI. The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system—a 30-month clinical and radiographic follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Dec;9(4):186-96.
- Maló P, Nobre Mde A, Lopes I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2008 Nov;100(5):354-66.
- Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol*. 2008;47:162-71. doi: 10.1111/j.1600-0757.2008.00259.x.
- Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Feb;15(1):18-22.
- Davo R, Pons O, Rojas J, Carpio E. Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2010 Winter;3(4):323-34.
- Esposito M, Barausse C, Balercia A, Pistilli R, Ippolito DR, Felice P. Conventional drills vs piezoelectric surgery preparation for placement of four immediately loaded zygomatic oncology implants in edentulous maxillae: results from 1-year split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(2):147-158.
- van Groningen L, Sips R, Wismeijer D, Hassan B. Comparing 2 Cone Beam Computed Tomography Devices for the Transfer Accuracy of a Laboratory-Based Guided Surgery System In Vitro. *Implant Dent*. 2016 Apr;25(2):222-6.
- Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery—a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):305-13.
- Chasioti E, Sayed M, Drew H. Novel Techniques with the Aid of a Staged CBCT Guided Surgical Protocol. *Case Rep Dent*. 2015;2015:439706.
- Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2003 Feb;32(1):7-14.
- Chow J, Hui E, Lee PK, Li W. Zygomatic implants—protocol for immediate occlusal loading: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006 May;64(5):804-11.
- Kaewsiri D, Panmekiate S, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: A randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Jun;30(6):505-514.
- Jorba-García A, Figueiredo R, González-Barnadas A, Camps-Font O, Valmaseda-Castellón E. Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019 Jan 1;24(1):e76-e83.
- 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 Dec 2;8(12):2123.
- 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 Oct;29 Suppl 16:416-435. doi: 10.1111/clr.13346.
- 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 Sep-Oct;36(5):e121-e140.
- Durham M, Engel B, Ferrill T, Halford J, Singh TP, Gladwell M. Digitally Augmented Learning in Implant Dentistry. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2019 Aug;31(3):387-398.
- Hübner P, Clintworth K, Liu Q, Weinmann M, Wursthorn S. Evaluation of HoloLens Tracking and Depth Sensing for Indoor Mapping Applications. *Sensors (Basel)*. 2020 Feb 14;20(4):1021.
- Stefanelli LV, DeGroot BS, Lipton DI, Mandelaris GA. Accuracy

of a Dynamic Dental Implant Navigation System in a Private Practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 January/February;34(1):205–213.

29. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Oct;16(5):609–14.

30. Chen CK, Yuh DY, Huang RY, Fu E, Tsai CF, Chiang CY. Accuracy of Implant Placement with a Navigation System, a Laboratory Guide, and Freehand Drilling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Nov/Dec;33(6):1213–1218.

31. Pellegrino G, Mangano C, Mangano R, Ferri A, Taraschi V, Marchetti C. Augmented reality for dental implantology: a pilot clinical report of two cases. *BMC Oral Health*. 2019 Jul 19;19(1):158.

32. Gargallo-Albiol J, Barotchi S, Salomó-Coll O, Wang HL. Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review. *Ann Anat*. 2019 Sep;225:1–10.

33. Ma L, Jiang W, Zhang B, Qu X, Ning G, Zhang X, et al. Augmented reality surgical navigation with accurate CBCT-patient registration for dental implant placement. *Med Biol Eng Comput*. 2019 Jan;57(1):47–57.

34. Jiang W, Ma L, Zhang B, Fan Y, Qu X, Zhang X, et al. Evaluation of the 3D Augmented Reality-Guided Intraoperative Positioning of Dental Implants in Edentulous Mandibular Models. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Nov/Dec;33(6):1219–1228.

35. Kivovics M, Takács A, Péntes D, Németh O, Mijiritsky E. Accuracy of dental implant placement using augmented reality-based navigation, static computer assisted implant surgery, and the free-hand method: An in vitro study. *J Dent*. 2022 Apr;119:104070.

List of abbreviations

CBCT: Cone-beam computed tomography scan.
CAIS: Computer assisted implant surgery technique.
d-CAIS: Dynamic computer assisted implant surgery technique.
s-CAIS: Static computer assisted implant surgery technique.
ISO: International Organization for Standardization.
GI: Guided implants.
NI: Navigation implants.
ARI: Augmented reality implants.
FHI: Freehand implants.
SD: Standard deviation.

Ethical Approval and Consent to participate

Researchers conducted a randomized controlled experimental trial in keeping with the principles outlined by the International Organization for Standardization (ISO 14801). This experimental trial was carried out between January to March 2021 at the Dental Centre of Innovation and Advanced Specialties at the Alfonso X El Sabio University (Madrid, Spain). The Ethical Committee of the Alfonso X El Sabio University approved the study in December 2020 (process no. 23/2020). The patient provided their informed consent to for their preoperative cone-beam computed tomography (CBCT) scan to be used in this study.

Consent for publication

Not applicable.

Availability of supporting data

The datasets used and/or analyzed in the present study are available from the corresponding author upon reasonable request.

Source of Funding

This study received no external funding.

Authors' contributions

Conceptualization, J.R.G.R. and A.G.C.; methodology, E.R.D.; software, A.Z.-M.; validation, V.M.P.H. and J.M.M.; data curation, J.P.M.; supervision, S.H.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript."

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

En el primer estudio que comparamos estudia la aplicación de la navegación quirúrgica en tiempo real en la implantación de implantes cigomáticos en pacientes con maxilar atrófico grave: Todos los implantes estaban anclados a la apófisis alveolar superior y al hueso, y no se produjeron daños graves en la estructura anatómica durante la inserción y el examen radiológico posoperatorio. Todos los implantes lograron la osteointegración y la tasa de supervivencia general después de la curación temprana fue del 100%. El área general de precisión de los implantes en el estudio osciló entre 4,1 y 24,7 mm (valor medio de $14,5 \pm 4,6$ mm). Conclusión: Para los casos clínicos limitados tratados en este estudio, el método de colocación de implantes cigomáticos bajo la guía del sistema de navegación quirúrgica es factible y confiable. Además, se minimizó el riesgo potencial de complicaciones (27).

Kuo-feng Hung y col, estudiaron tuvo como identificar la viabilidad de utilizar un sistema quirúrgico en tiempo real. Sistema de navegación para guiar la colocación de implantes cigomáticos cuádruples en pacientes con maxilar atrófico severo. Los resultados mostraron que el sistema de navegación quirúrgica en tiempo real para la colocación guiada de implantes con una desviación de entrada de $1,35 \pm 0,75$ mm, una desviación de salida de $2,15 \pm 0,95$ mm y una desviación de ángulo de $2,05 \pm 1,02$ grados, y las diferencias de todas las desviaciones no fueron significativas, independientemente de la longitudes o ubicaciones de los implantes. Se sugiere la colocación de dos implantes a cada lado del cigoma en pacientes con volumen óseo insuficiente en la región anterior maxilar. Sin embargo, la forma irregular del cigoma y la limitada visibilidad intraoperatoria aumenta el riesgo de complicaciones al colocar múltiples implantes. Una férula quirúrgica se considera un método confiable para guiar la colocación de un implante convencional. Sin embargo, para pacientes con maxilar atrófico severo, es difícil mantener una férula quirúrgica que sea estable durante todo el proceso de perforación. Una ligera desviación en el punto de entrada o en la dirección inicial puede resultar en una desviación de aumento en el punto de salida. A diferencia del uso de una plantilla quirúrgica, el sistema de navegación quirúrgica en tiempo real es un sistema de guía dinámica donde todo el procedimiento de perforación podría ser monitorizado visualmente y ajustado a la trayectoria planificada, lo que resulta en mejores precisiones en comparación con el uso de una plantilla

quirúrgica para la colocación de implante cigomático. Varios estudios han informado sobre la precisión del uso de un sistema de navegación quirúrgica en tiempo real para la colocación de implantes. Como conclusión el sistema de navegación quirúrgica en tiempo real utilizado para colocar el implante óseo de cuatro cuadrantes mostró una alta precisión y la desviación de colocación planificada fue pequeña independientemente de la longitud o posición del implante (28).

En el estudio que realizó Pellegrino, G y cols, en la cirugía de colocación de implantes cigomáticos vieron que puede beneficiarse de la tecnología de soporte Dynamic Navigation. Dado que la trayectoria de perforación es aproximadamente cuatro veces más larga que la de un implante estándar, la plantilla de estereolitografía utilizada en el sistema asistido por computadora estático agregará un pequeño ángulo o error de entrada de posición, lo que hará que la punta se desvíe de la posición planificada. Según Hong y col. la literatura informó que la desviación de entrada, la desviación de salida y la desviación del ángulo de la colocación de ZI apoyada por DN fueron $1,35 \pm 0,75$ mm, $2,15 \pm 0,95$ mm y $2,05^\circ \pm 1,02^\circ$, respectivamente. Estos valores son más aceptables que las desviaciones de entrada y salida calculadas estáticamente de 2,77 y 4,46 mm, la desviación del ángulo del ángulo frontal y posterior de $8,06^\circ$ y la desviación del ángulo de la vista caudal. Los valores de Hong son comparables a los informes de los implantes estándar de navegación y confirman la buena precisión de la tecnología (29).

La navegación dinámica se ha desarrollado para proporcionar la colocación de implantes dentales con una guía completa y visualización en tiempo real. Con respecto a los implantes convencionales, estudios clínicos recientes 17-19 informaron que la desviación de posición de los puntos de entrada y salida fue de 1-2 mm y la desviación angular fue de 2-6. La longitud del ZI es de entre 30 mm y 52,5 mm, que es de tres a cinco veces la longitud de los implantes tradicionales. Una pequeña desviación angular puede causar un error de posición correspondiente en la salida. La precisión general de este estudio es comparable a la precisión de

Los errores de registro son errores asociados con el cuerpo y los datos de imagen del paciente. Maurer y col. Se describen tres tipos de medición del error de registro: Error de posicionamiento de referencia (FLE), que es el error en el posicionamiento del punto de

referencia, Error de registro de referencia (FRE), que es la distancia entre los puntos de referencia correspondientes después registro, y error de registro de destino (TRE), es decir, la distancia entre los puntos correspondientes distintos del punto de referencia después del registro. Aunque el enfoque de esta investigación es el registro de navegación de la cirugía de inserción ZI, la tecnología de registro también se puede aplicar al registro de navegación de otras cirugías cráneo-maxilofaciales para reparar defectos maxilares. Aunque este estudio mostró buenos resultados preliminares, aún se necesitan más estudios con tamaños de muestra más grandes y tiempos de seguimiento más largos para validar este método de registro extraoral. Dentro del alcance de este estudio, la aplicación combinada de la planificación del tratamiento virtual y la navegación dinámica ayuda a colocar con precisión el ZI en pacientes después de la resección maxilar y facilita la rehabilitación oral. Los resultados de este estudio muestran que los microtornillos de titanio insertados en la cavidad oral externa se pueden utilizar para el registro clínico con una precisión clínicamente aceptable (29).

Además, a diferencia de los sistemas informáticos estáticos, DN permite a los médicos modificar el plan quirúrgico de acuerdo con la situación clínica, lo cual es muy útil cuando no hay información sobre la estructura ósea real antes de la operación, y también es importante para el nivel de estabilidad principal que el ZI debería obtener. Las características mínimamente invasivas expuestas deberían fomentar el uso de sistemas de navegación dinámica con anclaje de referencia intraoral para la colocación del implante. Sin embargo, es necesario enfatizar que este es un reporte de caso, y las técnicas descritas deben ser estudiadas más a fondo para verificar y determinar la posición correcta del implante óseo en un grupo de pacientes. El nuevo método de registro extraoral del sistema de navegación dinámica puede guiar la colocación de implantes óseos para pacientes con defectos de resección maxilar (29).

Wu y col, evaluaron la navegación en tiempo real en la colocación de implantes cigomáticos, evaluaron la precisión de 231 implantes cigomáticos colocados en 74 pacientes guiados por navegación dinámica y utilizando un rastreador basado en el cráneo fijado con tres tornillos de titanio [26]. Las desviaciones en entrada, salida y ángulo de los implantes fueron de $1,57 \pm 0,71$ mm, $2,1 \pm 0,94$ mm y $2,68 \pm 1,25^\circ$, respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la desviación de entrada y salida entre las posiciones quirúrgicas planificadas y reales. En este estudio obtuvieron resultados similares a los nuestros y

no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos ($P > 0,05$). Colocó todos los implantes óseos de manera uniforme. No hubo complicaciones intraoperatorias y 3 casos tuvieron complicaciones postoperatorias reversibles. Durante el seguimiento de seis meses, se perdieron dos implantes óseos y la tasa de supervivencia global de los implantes óseos fue del 97,9% (94/96). Como conclusión obtuvieron que, bajo la guía de un sistema de navegación en tiempo real, la colocación de implantes de cuatro huesos puede lograr resultados clínicos predecibles y de alta precisión. Sin embargo, una de las principales limitaciones del estudio fue la heterogeneidad de la muestra. Se incluyeron en el estudio cinco grupos según el número de implantes cigomáticos (simples, duales, triples y cuádruples, unilaterales en algunos casos y bilaterales en otros) (30).

Chrcanovic y cols informaron la colocación de 16 implantes cigomáticos con la guía quirúrgica estereolitográfica en cadáveres humanos con una desviación angular del eje longitudinal entre los implantes planificados y colocados de $8,06 \pm 6,40$ grados para la vista anteroposterior y $11,20 \pm 9,75$ grados para la vista caudocraneal, de los cuales uno emergió en la fosa infratemporal y el otro emergió dentro de la órbita (31).

Otro estudio Vrielinck L, y cols informó la colocación de implantes cigomáticos con la guía de una plantilla quirúrgica en los pacientes con desviaciones de entrada y ápices de los implantes cigomáticos de 2,77 mm (rango 1,0-7,4 mm) y 4,46 mm (rango 0,3-9,7 mm). Además, dos de los implantes fallaron, lo que fue atribuible a un exceso emergencia apical. Supuestamente se debe utilizar una férula quirúrgica para localizar el punto de entrada del implante cigomático, pero con la misma férula es posible que ya no sea posible guiar el procedimiento de perforación cuando operar el implante cigomático para lograr una colocación tridimensional precisa del implante cigomático y mínima invasión, se ha propuesto un sistema de navegación quirúrgica en tiempo real (32).

Bruno R. Chrcanovic y col, midieron la fuerza del anclaje en el cigoma compensa la mala calidad del hueso, principalmente tipo IV en la parte posterior maxilar superior. Desde un punto de vista biomecánico, se ha demostrado que si el cigoma esta conectados a los implantes anteriores, por las fuerzas masticatorias aplicadas a las prótesis fijas se transfieren la fuerza al cigoma.

La férulas de quirúrgicas por TC es la principal clave para el sistema porque permite transferencia de la configuración de la prótesis predeterminada a la planificación real del implante. La plantilla de escaneo es una réplica exacta de la resultado protésico deseado; esto permite tanto al cirujano como dentista restaurador y al protésico a la planificación de implantes sobre la prótesis deseada. El plan de tratamiento está así impulsado por el resultado final protésico. Otros estudios han evaluado la magnitud del error al transferir lo planificado de la posición los implantes desde tomografías computarizadas hasta un guía quirúrgica (31).

En el estudio in vitro de Besimo, la desviación entre el posiciones del ápice de los implantes propuestos en imágenes de TC transversales y en el modelo de estudio correspondiente se midió en 77 sitios. Se encontraron errores de transferencia para el maxilar y mandíbula fueron $0,6 \pm 0,4$ mm y $0,3 \pm 0,4$ mm. Sin embargo, los investigadores concluyeron que los errores de transferencia observados en su estudio no fueron clínicamente relevantes porque otros factores involucrados en la transferencia posicional y mediciones angulares a partir de imágenes de TC al área quirúrgica real puede resultar en errores mayores (33).

Otro estudio in vitro realizado por Sarment incluyeron 50 implantes colocados en 5 mandíbula modelos desdentada de resina epoxi. Cada mandíbula de resina epoxi recibida 5 implantes en cada lado. En el lado derecho, 5 Los implantes se insertaron usando una guía convencional quirúrgica, mientras que, en el lado izquierdo, los 5 implantes se insertaron utilizando un dispositivo quirúrgico guía SLA. En comparación con los convencionales, las mejoras significativas fueron evidentes en todas las mediciones tomadas con SLA guías quirúrgicas. Los investigadores afirmaron que la importancia clínica de este resultado puede ser relevante cuando se colocan múltiples implantes distantes paralelos, y donde el grado de precisión es fundamental para obtener una única vía de inserción protésica. Sus estudios, aunque muy relevantes, fueron hechos con implantes dentales normales solo en las mandíbulas, no en el hueso cigomático malar (34).

En el siguiente estudio compararon de dos técnicas de imagen, CBCT y MSCT, con respecto a las desviaciones entre lo planificado y los implantes cigomáticos colocados añaden

información clínicamente valiosa para implantólogos ante el desafío de la cirugía de implantes cigomáticos.

Descubrieron que la colocación de implantes cigomáticos guiada por CBCT es estadísticamente diferente en comparación con los implantes guiados por TCMC en desviación de entrada, mientras que las desviaciones apical y angular fueron significativamente diferentes. El procedimiento de cirugía de navegación en tiempo real incluyó registro, calibración y colocación de implantes, donde la MSCT, se utilizaron imágenes CBCT para la colocación de las marcas de registro y la trayectoria planificación y guía intraoperatoria . Hasta cierto punto, el papel de MSCT o CBCT en este procedimiento es similar al de las mediciones de distancia.

Poeschl y col. utilizaron cirugía guiada por imágenes TREON para medir la distancia en 10 modelos mandibulares escaneados por MSCT y CBCT, y no se observaron diferencias significativas. Otros estudios, sin embargo, se informó que existen diferencias entre MSCT y CBCT. En un estudio en el que se utilizaron cinco escáneres CBCT diferentes y un MSCT utilizado para medir la distancia de una mandíbula humana, MSCT fue más preciso que cualquiera de los escáneres CBCT.

En cirugía de implantes guiada estáticamente, Arisan realizaron un estudio en humanos y midió la desviación de los implantes colocados por estereolitografía apoyada en mucosa derivada de TC y CBCT y no encontraron diferencias significativas en la desviación angular o lineal. Sin embargo, un estudio basado en 30 modelos informó diferencias en los resultados quirúrgicos férula quirúrgica con soporte dental en comparación con los realizados a mano alzada de CT y CBCT, las guías, en el sentido de que el grupo CBCT tuvo mayor error total, con $0,36 \pm 0,13$ versus $0,27 \pm 0,13$ mm ($P < 0,0001$) en comparación con los grupo férula. Cabe señalar que estos estudios se centraron en la guía quirúrgica en lugar del sistema de navegación. La precisión de una plantilla SLA soportada por mucosa podría verse influenciada por densidad ósea, espesor de la mucosa, tipo de mandíbula, hábito de fumar, procedimiento quirúrgico y longitud del implante. Además, la diámetro del tubo guía, el error de fabricación de la guía placa y la distribución asimétrica de la placa guía fijada por tornillos también pueden causar acumulación de desviación.

Para los sistemas de navegación guiados por imágenes, las fuentes de error son diferentes de los de la cirugía guiada estáticamente. Los errores del sistema de navegación han disminuido los errores técnicos, de imagen, de registro, de aplicación y humanos.

En otro estudio Hung y col, midieron la precisión de los implantes cigomáticos insertados con la ayuda de sistemas de navegación guiados por imágenes, y la desviación de entrada, desviación apical y la desviación del ángulo fue $1,35 \pm 0,75$ mm, $2,15 \pm 0,95$ mm y $2,05 \pm 1,02$, respectivamente. Otro estudio informó $1,07 \pm 0,15$ mm, $1,20 \pm 0,46$ mm, y $1,37 \pm 0,21$ para la entrada promedio, apical y desviación del ángulo, respectivamente. Todos estos estudios seleccionaron la CBCT como herramienta de imagen. El grupo CBCT del presente estudio mostró que la entrada, apical y ángulo desviación fue de $1,69 \pm 0,59$ mm, $2 \pm 0,68$ mm y $2,32 \pm 1,02$ grados respectivamente, que fueron similares a los informados en estudios anteriores. Curiosamente, no encontraron diferencias entre MSCT y CBCT en la desviación de entrada, pero hubo diferencias significativas en las desviaciones apicales y angulares. El hecho de que el punto de entrada pueda ser observado claramente por el cirujano puede explicar los presentes hallazgos considerando la desviación apical y angular, la CBCT proporciona una resolución espacial isotrópica (igual en las tres dimensiones ortogonales), mientras que la de MSCT es anisotrópico, lo que contribuye a baja resolución en dirección axial. Por lo tanto, CBCT tiene un alto valor espacial resolución en el estudio actual, que concuerda con otros estudios.^{7,40} Establecer los puntos de entrada y apicales, así como localizarlos intraoperatoriamente requieren tres dimensiones ortogonales; por lo tanto, una mala resolución de cualquier dimensión puede provocar errores. Las limitaciones del estudio incluyen el pequeño número de ambos pacientes e implantes. Dado que la CBCT se ha aplicado ampliamente en odontología, los pacientes rara vez fueron explorados por MSCT, lo que puede haber limitado la tamaño de la muestra. Un estudio de cohorte prospectivo o un estudio controlado aleatorio sería necesario un estudio para confirmar el resultado actual en un mayor número población de estudio. Por último, debido a los diversos parámetros y tecnologías de software de los diferentes escáneres, una alternativa se debe aplicar un escáner CBCT para verificar los resultados (35).

Di Giacomo y col evaluaron las posiciones y los ejes de los implantes planificados e insertados cuando se realiza una cirugía SLA con guía quirúrgica. Insertaron 21 implantes en 4 pacientes utilizando 6 guías quirúrgicas SLA y CT datos, midiendo la desviación entre implantes

planificados e insertados. Observaron una desviación angular promedio de $7,25 \pm 2,67$ grados entre lo planificado y ejes del implante insertados. Este angular promedio la desviación fue mayor en el estudio de Vrielinck donde obtuvieron 10,46 grados (rango: 0 a 21,0 grados), también un estudio in vivo. Otros estudios in vivo intentaron determinar desviaciones en la posición e inclinación de los planos planificados e implantes colocados utilizando guías quirúrgicas SLA y comparar 3 tipos diferentes (con soporte dental, con soporte óseo y con soporte mucoso) de guías quirúrgicas SLA. En las pautas de este estudio, SLA derivado de CT guías quirúrgicas sostenidas por dientes, huesos o mucosa proporcionó una herramienta precisa para la inserción de implantes de colgajos convencionales y sin colgajo. Naitoh y col encontraron desviaciones angulares entre la planificación y la colocación que van de 0,5 a 14,5 grados, con una media de 5,0 grados, utilizando guías convencionales con soporte dentado. Los datos de TC se utilizaron para transferir sólo la posición y/o inclinación de los implantes a una plantilla fabricada en laboratorio colocada sobre modelos de yeso de trabajo.

El objetivo principal del estudio fue evaluar las posibilidades de las guías de perforación con soporte esquelético para implantes cigomáticos colocados en pacientes con atrofia severa en maxilares, sin dejar de proporcionar un resultado predecible, permanente y exitoso del tratamiento. La desviación angular media del eje largo entre los implantes planificados y colocados fue $8,06 \pm 6,40$ para la vista anteroposterior, y $11,20 \pm 9,75$ para la vista caudal-craneal. A pesar de las desviaciones entre lo planeado y los implantes colocados pueden ser bastante sustanciales, en algunos casos esto puede no afectar la capacidad del dentista restaurador para diseñar y fabricar una supraestructura protésica sobre estos implantes desviados.

La precisión de todo el procedimiento depende en gran medida de la capacidad de posicionar con precisión la guía de perforación en la parte superior del hueso, y mantener esa posición estable durante todo el procedimiento, la diferencia de tornillos de osteosíntesis en la fijación de la guía en el quirófano sobre el hueso maxilar también puede tener un rol importante, en este estudio, los tornillos fueron de 1 mm de longitud de media, la distribución asimétrica de los tornillo o un apriete desigual de los tornillos podría provocar plantilla de perforación desequilibrada, además, se induce un cierto error a medida ya que el diámetro de los tubos de acero es ligeramente mayor que el diámetro de la broca. Finalmente, el mayor error probablemente se debe a que el resultado final el paso del procedimiento se realiza

manualmente. No se puede colocar el implante a través de la guía de broca quirúrgica debido a que presentan limitaciones mecánicas. La guía debe retirarse antes de que el implante se inserte realmente, dejando la posibilidad de desviación adicional. El protocolo Branemark original crea una técnica de ventana sinusal para la colocación de estos implantes dentales cigomáticos (36).

Warner publicó la “técnica de ranura sinusal” simplificó significativamente el protocolo original de Branemark. La “ranura sinusal” es una guía ventana hecha directamente a través del contrafuerte pared del maxilar, por lo que el implante cigomático se guía a través del maxilar hasta el inserción del ápice en la unión del lateral borde orbitario y el arco cigomático. La ranura sinusal lateral permite un mayor potencial para la interfaz hueso-implante debido a esta ranura lateral, se eliminó la entrada al seno maxilar evitando la elevación de la ventana y del revestimiento de los senos paranasales para la colocación del implante. Esta ventana lateral permite la visión directa a la base del hueso cigomático y ayuda a controlar el implante por visión directa. El hecho de que han hecho estas cirugías en un cadáver sin visión directa a través del maxilar los senos nasales también pueden haber influido en los resultados. Además, puede ocurrir alguna desviación cuando el punto de entrada real del implante es considerado en comparación con la planificación inicial. Esto puede deberse a la fragilidad y consistencia blanda del hueso en los maxilares con atrofia ósea severa.

En el lado izquierdo del cadáver el implante surgió en la fosa infratemporal y el otro dentro de la órbita. Esta gran desviación por supuesto ocurrió debido a la gran longitud del implante cigomático (37,5–57,5 mm): 3 a 4 veces mayor que los implantes orales, lo que significa que incluso las desviaciones angulares más pequeñas conducen a discrepancias importantes en la extremidad (37).

Según Vrielinck, señaló que debería ser la práctica común hoy en día el colocar implantes cigomáticos sin ninguna forma de control físico de la trayectoria de perforación. Sin embargo, se debe tener cuidado para garantizar una dirección mesiocraneal adecuada para el implante. Si el implante se planifica demasiado lateralmente emergería en la fosa infratemporal. Si, por el contrario, se prevé demasiado mesialmente terminaría en el nasofaringe o el seno esfenoidal. Si la inclinación del implante es demasiado dirección craneal, entraría en la fosa pterigopalatina.

Basado en las dimensiones variabilidad del hueso cigomático, tales errores podrían, incluso con precisión basada en TC 3D planificación y transferencia, crean peligros potenciales.

Hay que recalcar que, en el estudio de viabilidad preliminar, la planificación del implante puede realizarse únicamente sobre la base de volumen óseo disponible (es decir, planificación de implantes puede no tener en cuenta la información transmitida a través de una prótesis preoperatoria, porque la cantidad de hueso presente puede ser mínima debido a la atrofia maxilar.

Considera que la posición “incorrecta” de los implantes no debería afectar la capacidad de diseñar y fabricar una supraestructura protésica sobre estos implantes desviados, a pesar de la desviación angular (38).

Shengchi Fan realizó una revisión sistemática en la cual tuvo como objetivo evaluar la literatura existente sobre la planificación y desviaciones colocadas en la colocación de ZI con guía del sistema de navegación quirúrgica, y compárelo con la guía quirúrgica estática y los abordajes a mano alzada en pacientes edéntulos gravemente atróficos en maxilar y/o defectos maxilares. Los resultados demostraron que la utilización de d-CASI (asistidos) y el s-CAIS (mano alzada) modificado para la colocación de ZI produjo resultados clínicamente aceptables en términos de entrada promedio, ápice y desviaciones angulares. La utilización de d-CAIS y s-CAIS resultó en una entrada promedio y desviación de ápice menor a 3 mm. La precisión lograda mediante el abordaje manual se basó principalmente en la experiencia y la curva de aprendizaje del cirujano. Encontraron una evidencia sólida de diferencias significativas en la entrada promedio y la desviación angular entre los grupos de navegación, guía quirúrgica y manos libres. Los resultados demostraron que la colocación de ZI asistida por d-CAIS era menos precisa que s-CAIS, pero tenía menos error en comparación con el enfoque a mano alzada. Se identificaron varias limitaciones en diversos aspectos, la desviación de la colocación de implantes planificada/colocada se describe típicamente utilizando el valor medio. Generalmente se considera la zona segura para planificar la cirugía de implantes convencional, estar dentro de 2 a 3 mm, que es un valor de error aceptable para evitar lesiones a partes anatómicas críticas, sin embargo, el valor máximo de desviación para cada enfoque de guía debe abordarse durante la cirugía cuando las estructuras anatómicas críticas están cerca del campo quirúrgico, incluso si es una ocurrencia rara (39).

Schirotli. Se utilizó una guía convencional con una plantilla soportada por mucosa para colocar ZI. En este estudio de cadáveres, el máximo la desviación en el ápice fue de 15,5 mm con un abordaje sin colgajo, aunque sin complicaciones se informaron en este estudio, los resultados sugirieron un alto riesgo de penetrar la órbita o fosa infratemporal con esta técnica (40).

También se registraron resultados similares con un guía quirúrgica osteosoportada. Chrcanovic y Steenberghe mostraron ángulos y ápices desviaciones de hasta 37,6 grados y 7,9 mm, respectivamente. En el cadáver de Chrcanovic estudio, una desviación angular masiva resultó en un ZI emergiendo dentro de la cavidad orbital y otro en la fosa infratemporal. Estos hallazgos resaltan que con las diferentes niveles del maxilar atrófico, la fijación de las guías quirúrgicas se ve desafiada por no corregidos posicionamiento e inestabilidad, principalmente debido a un soporte insuficiente del tejido debajo. La guía quirúrgica modificada con un diseño de doble funda ha abordado con éxito la cuestión de mantener la estabilidad de una fresa quirúrgico de casi 100 mm y ubicó el punto de entrada en el hueso cigoma con dos vainas de titanio. Sin embargo, el autor identificó dos limitaciones con el diseño de guía de doble manga. En primer lugar, debido al diseño del guía quirúrgica, la trayectoria de inserción de ZI se limita a la vía extrasinusal, y las vías intrasinusales y paramaxilar no se pueden realizar utilizando este concepto (41,42).

Un estudio transversal de Aparicio clasificó las imágenes radiológicas de 200 pacientes en cinco grupos (ZAGA0-ZAGA4) basados en el nivel de atrofia alveolar individual y el grado de curvatura de la pared lateral del maxilar. La distribución de los pacientes entre los grupos fue la siguiente: sigue: intrasinusal (ZAGA0) 15%, seno paramaxilar (ZAGA1 y 2) 49% y 20,5%, y extrasinusales (ZAGA3 y 4) 9% y 6,5%, respectivamente (20).

El estudio clínico de Davo descrito la distribución de la colocación de 182 ZI como 5% intrasinusal, 52% en la pared del seno y 42% vía una vía extrasinusal. Por lo tanto, utilizar la guía de doble funda para la colocación de ZI en las vías intra/parasinusales pueden estar limitadas debido a diferencias anatómicas individuales. En segundo lugar, la trayectoria de ZI es fija durante toda la operación cuando se utiliza. s-CAIS. Sin embargo, las exploraciones CBCT no pueden proporcionar información 100% precisa sobre factores como como la apertura de la

boca del paciente, la infección local y la curación ósea en el alveolar residual cresta. Es posible que sean necesarios cambios en la planificación cuando se encuentren estas situaciones. Por el contrario, las técnicas de seguimiento de la navegación ofrecen la flexibilidad de adaptar la planificación preoperatoria al sitio quirúrgico, lo que permite una mejor posición de anclaje para la colocación de ZI. En un estudio elegible realizado por Guo, se investigó el contacto hueso-implante (BIC) en 11 pacientes a los que se les realizó el abordaje clásico con guía de navegación en el hueso cigomático. Las mediciones radiológicas de BIC se obtuvieron para 21 ZI y mostraron un promedio de $15,17 \pm 4,67$ mm en la vista facial-temporal. En el estudio de Wang, se detectaron 52 ZI colocados utilizando la guía de navegación, todos los ZI lograron la osteointegración y una prótesis inmediata se realizó en el protocolo de carga, lo que dio como resultado una tasa de supervivencia general del 100%. El BIC promedio de los ZI en este estudio fue de 14,5 mm, y en 11 casos se utilizó el cuádruple cigoma abordaje y 4 casos utilizando el abordaje clásico. Para el abordaje del cuádruple cigoma, colocar 2 ZI con distribución óptima en el hueso cigomático es más desafiante. Cuando se considera para la desviación esperada, es fundamental garantizar una distancia mínima entre implantes de 2 mm en el ápice ZI, que es necesario para garantizar una osteointegración adecuada alrededor de los implantes. Además, es imperativo mantener una distancia segura de 2 mm de la cavidad orbitaria y la fosa infratemporal durante la planificación y los procedimientos quirúrgicos (43).

La base para la colocación segura de implantes es una buena comprensión de la anatomía del paciente. Una imagen en 2D, en combinación con un examen clínico, es suficiente en muchos casos. Una radiografía panorámica con un cuerpo de referencia debe usarse cuando sea posible. Si bien las imágenes tridimensionales son superiores en términos de calidad de imagen, también tiene una mayor dosis de radiación y costo. Se puede lograr una mayor precisión logrado con guía de navegación estática o dinámica, en comparación con la colocación de implantes a mano alzada, aunque es necesaria una mayor planificación preoperatoria. La exposición a la radiación de las imágenes tridimensionales generalmente es mayor que el de las imágenes en 2-D; sin embargo, hay un amplio rango, basado en el protocolo de escaneo. La comparación de la exposición a la radiación de la TC convencional con las exploraciones con CBCT, las exploraciones convencionales generalmente tienen dosis más altas, a pesar de que algunas imágenes se superponen. Para implantología, la CBCT debería ser la primera opción para imágenes tridimensionales en la mayoría de los casos. Además, la exposición a la radiación

depende en gran medida de la equipos y entornos utilizados. Una reducción de la exposición puede lograrse protegiendo los tejidos vulnerables como la glándula tiroides, al reducir el campo de visión, el tiempo de exposición, el voltaje del tubo, o aumentando el tamaño del vóxel. Muchos escáneres CBCT han programado estas configuraciones como protocolos de dosis bajas, que son normalmente suficiente para proporcionar la información requerida para implantología dental. En casos complejos, pueden ser preferibles las imágenes tridimensionales. Ejemplos de estos casos son los siguientes: variaciones anatómicas del hueso, visibilidad insuficiente de estructuras vitales en imágenes 2-D, cambios patológicos visualizados en imágenes 2-D, condiciones preexistentes, cirugía previa en el seno maxilar, para ciertos métodos implantológicos guiados, y para detectar posibles complicaciones después de la implantación. Para lograr una alta precisión con la guía de navegación, el flujo de trabajo debe estar bien establecido, ya que las imprecisiones en cada paso individual pueden agravarse, por ejemplo, en el posicionamiento de la perforación la plantilla debe estar bien asegurada. Para garantizar una colocación correcta y segura del implante, se debe dejar un margen de seguridad de 2 mm adyacente a estructuras vitales, como el nervio mandibular, y se debe utilizar durante el proceso de planificación.

El uso de la navegación debe ser considerado en las siguientes situaciones: para técnicas protésicas especiales como la colocación inmediata de implantes, como soporte para técnicas mínimamente invasivas o después de reconstrucciones de una mandíbula compleja. No se encontraron estudios que indiquen una reducción de eventos adversos, como nervios daños al utilizar imágenes tridimensionales o guía de navegación. Lo más probable es que esto se deba al hecho de que los efectos adversos ocurren con muy poca frecuencia y el número de pacientes que requieren tratamiento para mostrar una diferencia significativa es prohibitivamente alto para una población de estudio limitada. Además, es probable que se hayan implementado más herramientas de soporte utilizado en sitios de implante difíciles, lo que puede ser otra razón para la ausencia de estudios comparativos. Sería beneficioso realizar estudios futuros que evalúen estas diferencias. No hubo estudios que investigaron si una mayor precisión en los implantes colocados con guía de navegación conduce a una mayor supervivencia a largo plazo de la prótesis. Además, muchos de los parámetros de resultados descritos dependen de las habilidades personales y la experiencia del cirujano (44).

Según Shaqayeq Ramezanzade y cols, sus resultados sugirieron que en los maxilares severamente atróficos, los ZI pueden ser una opción favorable ya que mostraron tasas de supervivencia buenas/excelentes que van del 95,2 al 100 % incluso en seguimientos a largo plazo (> 10 años), y esto es comparable a los tratamientos convencionales con implantes. La rehabilitación oral mediante la colocación de implantes siempre ha sido más sensible en el maxilar que en la mandíbula. Además, esto se vuelve más desafiante cuando el hueso disponible se vuelve insuficiente y limitado debido a la atrofia ósea o la neumatización del seno maxilar, o una combinación de ambas. Para solucionar este problema, en el maxilar severamente atrófico, se han propugnado diferentes protocolos; diferentes técnicas de injerto, elevación del suelo del seno, GBR (regeneración ósea guiada) y ZI. El procedimiento de referencia conocido para la rehabilitación oral era la reconstrucción de los alvéolos reabsorbidos mediante injertos óseos autógenos. Están respaldados por un notable conjunto de evidencia científica. Hay diferentes tipos de injertos disponibles para el aumento de cresta. En la atrofia severa, se necesitan grandes cantidades de hueso para poder colocar implantes dentales endoóseos convencionales, y para grandes regeneraciones, los injertos onlay son el método preferido. Los defectos óseos se reconstruyen junto con la colocación de implantes dentales o como un procedimiento quirúrgico separado antes de la colocación de implantes dentales (abordaje por etapas). Este último se prefiere en defectos grandes donde no se puede lograr la estabilidad primaria adecuadamente. Aunque son ampliamente utilizadas, las técnicas de injerto óseo adolecen de una serie de deficiencias, tanto clínicas como biológicas, que impiden alcanzar altas tasas de éxito como tratamientos alternativos basados en ZI; se asocian con tiempos de tratamiento más prolongados, ya que se necesitan un mínimo de 4 a 6 meses para que se forme hueso en los sitios regenerados para poder colocar implantes dentales. Además, las investigaciones sugieren que los implantes colocados en hueso autógeno experimentan tasas de supervivencia más altas que en hueso injertado.

En 1998, Branemark et al. desarrolló una tecnología para la rehabilitación oral en maxilares severamente atróficos denominada "técnica cigomática" en la que se utilizaba hueso cigoma para el anclaje del implante. Los ZI se definieron como implantes autorroscantes con superficie mecanizada en titanio comercialmente puro que están disponibles en diferentes longitudes que van desde 30 a 52,5 mm y se utilizan para la rehabilitación oral sin el uso de injertos. Sufrieron diversas modificaciones técnicas a lo largo del tiempo. En comparación con

las principales técnicas de injerto óseo, la colocación de ZI es menos invasiva con altas tasas de supervivencia a largo plazo y puede ser una buena alternativa a las técnicas de injerto, especialmente en pacientes en los que no se pueden recolectar injertos óseos. Incluso cuando el hueso cresta del maxilar no es suficiente, los ZI tienen un contacto mínimo de 8 a 10 mm entre el hueso y el implante. Se ha utilizado el compromiso de la mayor cantidad de hueso cortical posible, ya que es un factor decisivo para la estabilidad primaria y, por lo tanto, mayores tasas de éxito. Los ZI tienen el anclaje en cuatro porciones corticales (la cresta alveolar palatina y el piso del seno son porciones extra corticales utilizadas) en comparación con una o un máximo de dos porciones corticales con la colocación regular de implantes. Sin embargo, este no es siempre el caso ya que según la clasificación ZAGA sugerida por Aparicio el abordaje extramaxilar muchas veces solo está anclado en el cigoma. Los factores críticos de éxito de la terapia basada en ZI son la estabilidad primaria y el establecimiento de una oclusión armoniosa. Los hallazgos de Shaqayeq Ramezanzade y cols están en línea con Aparicio quien estableció que en muchos casos, los ZI habían mostrado mejores resultados clínicos en comparación con los procedimientos de injerto óseo, lo que representa un posible nuevo "estándar de oro" para el tratamiento de la maxilar atrófico (45).

B. Xing Gao y cols en el presente estudio muestran desviaciones medias apicales más altas en comparación con las desviaciones cervicales independientemente de la longitud o posición del implante, siendo el TD (desviación tridimensional) y AD (desviación angular) los más altos. Además, observaron algunas diferencias debido a la influencia de la longitud y la posición de los implantes, que parece acentuarse cuando los implantes se colocan en posición posterior y con el aumento de la longitud de los implantes.

La planificación quirúrgica virtual ha supuesto un avance significativo en implantología, permitiendo a los médicos visualizar el procedimiento quirúrgico antes de realizar la intervención sobre el paciente. Además, proporciona información complementaria que ayuda a determinar el número de implantes, la adecuada longitud del implante y su posición adecuada. Sin embargo, requiere una curva de aprendizaje variable dependiendo de características individuales.

La tecnología CAD-CAM ha ayudado a desarrollar técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas guiadas por férulas intraorales o procedimientos asistidos por computadora. Tratamientos con implantes convencionales realizados bajo las guías quirúrgicas han logrado tasas de supervivencia similares a los procedimientos convencionales, proporcionando mayor precisión y precisión que las técnicas a mano alzada. Por otro lado, debido a variaciones en la posición y angulación de implantes respecto a las anteriores planificaciones asistidos por ordenador de implantes cigomáticos, guías quirúrgicas demostrado ser muy impreciso.

Con respecto a las variaciones apicales observadas, los BPD (bucco-palatine deviation) son más alto que MDD (mesio-distal deviation) y ACD (apico-coronal deviation) probablemente debido a la anatomía de la parte media de la cara. Después de la colocación del implante, se localiza el ápice entre la órbita anterior y la dermis de la cara lateralmente. Estas dos áreas son susceptibles a diferentes complicaciones como la invasión de la órbita, aunque son muy raras, ha sido descrito por varios autores, o perforación de la dermis, que podría causar fístulas cutáneas.

Por estas razones, la zona posterior fue donde observamos la mayoría de las variaciones, porque es la zona que ofrece más posibilidades de maniobra. Respecto a las variaciones cervicales debido a la visualización clínica clara del implante, las desviaciones mayores y menores fueron MDD y ACD respectivamente debido a la posición adecuada y la profundidad del implante a nivel de la cresta ósea que determina el resultado de la fase protésica y reducir las complicaciones inflamatorias, como mucositis y periimplantitis, como lo que ocurrió en implantes convencionales.

Además, observamos algunas diferencias relacionadas con la posición del implante y longitud del implante. Parece que cuanto más posterior sea la posición del implante, más variaciones se registran, más concretamente en aquellos implantes colocados en la posición del primer molar derecho. Estas variaciones son probablemente asociadas con la longitud de las fresas y limitación de la apertura de la boca, razón por la cual se recomienda iniciar la secuencia de perforación en la región posterior.

Por otro lado, observaron algunas diferencias según si el implante estaba en el primer o segundo cuadrante. Estas variaciones pueden estar relacionadas con la habilidad del operador.

Mayor desviación en la mayoría de los parámetros medidos en el primer cuadrante probablemente se deba a la dificultad de manipular instrumentos rotatorios en una posición de trabajo no cómoda. Sin embargo, el presente estudio comunica que tiene algunas limitaciones. Está pendiente a la condición del estudio piloto de nuestra investigación, muestra de tamaño es bastante reducida, lo que les impide llegar a estadísticas significativas en la mayoría de las variables comparadas relacionadas con longitud y posición del implante. Teniendo en cuenta los datos anteriores, si bien la planificación virtual de este tipo de cirugía puede ayudar a determinar ciertos parámetros relacionados con las características del implante y su posición, la ausencia de un sistema eficaz que traslada esta planificación virtual al campo quirúrgico hace que la cirugía se realice de forma convencional, a mano alzada provocando ciertas diferencias entre los posición final del implante y la virtualmente planificada (46).

En el estudio de A.R. BOLZONI y cols, sobre la base de los datos recopilados con el objetivo comprobar si una técnica quirúrgica guiada puede mejorar los resultados quirúrgicos y el protocolo de rehabilitación en términos de exactitud y precisión. Varios artículos sostienen la necesidad de una cirugía guiada preoperatoriamente definida, mínimamente invasiva, rápida, confiable y reproducible. Sin embargo, considerando los resultados clínicos y postoperatorios actualmente presentado, no existe un acuerdo universal y consenso en términos de precisión y replicabilidad (47).

Chow, propuso una guía quirúrgica doble, dividida en parte apoyada en mucosa con dos casquillos cilíndricos y otra que, una vez firme y fijada anterior, es capaz de controlar el ápice de la fresa después de producida la antrostomía. Sin embargo, las dimensiones de la cavidad bucal no permiten dos guías quirúrgicas y los resultados en términos de precisión podrían ser negativos influenciado por este motivo (48).

Rinaldi et al⁵¹ colocaron 10 ZI con un plástico específico guía quirúrgica, informando que las desviaciones lineales entre la planificación virtual y la planificación del implante real osciló entre 2 mm y 3 mm con ángulo desviaciones que van desde 1,88 a 4,55 grados. Afirman que hasta la fecha, no existe ninguna técnica quirúrgica guiada cigomática. En consecuencia, ninguno de las técnicas existentes representadas hasta ahora, es un método fiable, quirúrgicamente cómodo, mínimamente invasivo y de rápida solución (49).

Según L. Shrestha, la colocación de implantes cigomáticos suele realizarse tras la realización de un colgajo mucoperióstico para exponer la pared anterior del cigoma. El reflejo del colgajo mucoperióstico y la exposición completa de la prominencia cigomática permiten la inspección visual directa del sitio quirúrgico, lo que podría distraer al operador durante el transcurso del procedimiento quirúrgico. La inserción sin colgajo de implantes cigomáticos, guiada por navegación dinámica, se asoció con una precisión significativamente mayor en el presente estudio. Una posible explicación para esto es el hecho de que, en comparación con la técnica convencional, la colocación sin colgajo eliminó el cambio frecuente del foco visual del operador entre el campo quirúrgico y la pantalla del ordenador. Por lo tanto, con el abordaje sin colgajo, es más probable que la atención del cirujano se centre exclusivamente en controlar la posición virtual de los instrumentos quirúrgicos. Esto puede haber eliminado posibles distracciones y la fatiga relacionada del reconocido cirujano (50).

Ashwini Bhalerao y cols, realizaron un estudio con 20 pacientes para medir la desviación en 3D, comparando la colocación de implantes cigomáticos convencional vs la colocación flapless colocándolo con cirugía navegada, tras medir la desviación apical 3D promedio fue de aproximadamente 5 mm, la imprecisión del punto de entrada coronal fue de 3 mm, la desviación angular fue de 6° y la disparidad apical vertical entre la posición quirúrgica planificada y lograda fue de aproximadamente 2,5 mm. El ligero aumento en la desviación angular en estos casos podría atribuirse a la longitud de los implantes cigomáticos que se utilizaron para la rehabilitación del maxilar severamente atrófico. El margen de imprecisiones asociado con la colocación de implantes cigomáticos guiados con navegación dinámica podría atribuirse a varios factores, incluidos errores de imagen, imprecisiones en el registro y la calibración, así como a factores humanos. La precisión de las imágenes capturadas depende del tamaño del vóxel y del tamaño del píxel visto. El proceso de registro, que vincula el sistema de coordenadas digitales de la imagen 3D con el sistema de coordenadas físico del paciente a través de los marcadores de tornillos, está sujeto a errores, así como el proceso de calibración, que vincula los instrumentos quirúrgicos, la pieza de mano y el instrumento quirúrgico al rastreador de cabeza. En este estudio de casos de Ashwini Bhalerao, el rastreador de cabeza se mantuvo en el puente de la nariz, lo que podría haber contribuido a la desviación angular medida de los implantes cigomáticos colocados. El efecto combinado de estos errores de registro se ha considerado aceptable en cirugía guiada

por imágenes cuando se mantiene por debajo de 1,5 mm. Las limitaciones de la percepción humana y la presencia de temblores en las manos también son fuentes bien reconocidas de errores, que afectan la precisión general de la colocación del implante. La desviación apical informada de los implantes cigomáticos en nuestro estudio fue de entre 5 y 6 mm, lo que puede suponer un desafío en la colocación de implantes cigomáticos cuádruples. La forma y el grosor del hueso cigomático deben analizarse cuidadosamente antes de planificar la posición y el número de implantes cigomáticos para la rehabilitación maxilar (51).

La colocación de implantes cigomáticos suele realizarse tras la realización de un colgajo mucoperióstico para exponer la pared anterior del cigoma. El colgajo mucoperióstico y la exposición completa de la prominencia cigomática permiten la inspección visual directa del sitio quirúrgico, lo que podría distraer al operador durante el transcurso del procedimiento quirúrgico. La inserción sin colgajo de implantes cigomáticos, guiada por navegación dinámica, se asoció con una precisión significativamente mayor en el presente estudio. Una posible explicación para esto es el hecho de que, en comparación con la técnica convencional, la colocación sin colgajo eliminó el cambio frecuente del foco visual del operador entre el campo quirúrgico y la pantalla del ordenador. Por lo tanto, con el abordaje sin colgajo, es más probable que la atención del cirujano se centre exclusivamente en controlar la posición virtual de los instrumentos quirúrgicos. Esto puede haber eliminado la posible distracción y la reconocida fatiga asociada del cirujano (51, 52).

En los 20 casos del estudio de Ashwini Bhalerao y cols fue el rol del operador colocándose del lado derecho de los pacientes para colocar los implantes cigomáticos izquierdos. La ligera rotación de la cabeza del paciente hacia ese lado durante la cirugía reveló los rastreadores y permitió la detección sin obstáculos por parte de las cámaras estéreo del sistema de navegación dinámica. Esto explica los hallazgos sobre la colocación más precisa de los implantes cigomáticos en el lado izquierdo.

La maniobra de Valsalva es una prueba bien reconocida para comprobar la perforación de la membrana de Schneider. Esto sólo es adecuado para pacientes conscientes. La evaluación endoscópica de la integridad de la membrana habría sido necesaria si se hubiera realizado una elevación indirecta del seno bajo anestesia general. Se debe evitar la perforación de la membrana

de Schneider durante la inserción de implantes cigomáticos para prevenir la sinusitis posoperatoria (53).

En el estudio que realizaron Corinne Jordi y cols a perforación de la membrana de Schneider en elevación de seno utilizando piezoeléctrico se compararon con el estudio de Ashwini Bhalerao en el cual se detectó perforación en tres casos: dos en el grupo sin colgajo y uno en el grupo convencional, lo que es similar a las incidencias reportadas que van del 7 al 44% para la elevación directa del seno maxilar a través de la técnica de ventana lateral (54).

La elevación indirecta de la membrana sinusal a través del alvéolo de extracción ha demostrado ser exitosa para los implantes endoóseos convencionales, y se ha descubierto que la incidencia de perforación de la membrana de Schneider es significativamente menor con la técnica de elevación transcrestal del piso del seno maxilar. En el estudio de Ashwini Bhalerao tres de 40 implantes se asociaron con una prueba de maniobra de Valsalva positiva, pero esto no afectó la osteointegración ni la supervivencia del implante (55).

Un ensayo clínico aleatorizado de 5 años realizado por Cannizzaro et al. comparó procedimientos de elevación de seno directo versus indirecto. Los resultados no indicaron diferencias entre las técnicas. Además, el abordaje de ventana lateral se asoció con una mayor tasa de complicaciones, incluidas infecciones por biomateriales y fracasos de implantes (56).

En un metaanálisis realizado por Al-Moraissi, el tratamiento recomendado fue la elevación del seno con osteótomo indirecto con colocación inmediata del implante (57). Estos hallazgos también están respaldados por Taschieri et al. quienes confirmaron que el abordaje de elevación del seno crestal se asoció con menos morbilidad en comparación con el procedimiento de ventana lateral, lo que resultó en una curación postoperatoria significativamente mejor, es decir, menos inflamación, menos dolor y una reanudación más rápida de las actividades diarias (58).

Gabbert y cols informaron que una tasa de perforación del 26% de la membrana de Schneider no tuvo ningún impacto en la osteointegración del implante o en la tasa de supervivencia del implante, y concluyeron que los desgarros pequeños pueden no detectarse

clínicamente. La maniobra de Valsalva es un método sencillo y fiable para evaluar la integridad de la membrana sinusal cuando el paciente está despierto. Los estudios han demostrado que esta membrana tiene una elasticidad promedio de 5 mm, lo que justifica la confiabilidad de la maniobra de Valsalva positiva y negativa (59).

Wu y cols en 2022 evaluaron la precisión de 231 implantes cigomáticos colocados en 74 pacientes guiados por navegación dinámica y utilizando un rastreador basado en el cráneo fijado con tres tornillos de titanio. Las desviaciones en entrada, salida y ángulo de los implantes fueron de $1,57 \pm 0,71$ mm, $2,1 \pm 0,94$ mm y $2,68 \pm 1,25^\circ$, respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la desviación de entrada y salida entre las posiciones quirúrgicas planificadas y reales. Sin embargo, una de las principales limitaciones del estudio fue la heterogeneidad de la muestra. Se incluyeron en el estudio cinco grupos según el número de implantes cigomáticos (simples, duales, triples y cuádruples, implantes unilaterales en algunos casos y bilaterales en otros (60).

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio, los resultados encontraron que la técnica manual proporciona una mayor precisión en la colocación de implantes cigomáticos frente a las técnicas quirúrgicas de implantes asistidas por navegación estática, navegación dinámica o realidad aumentada.

(1)Avila-Ortiz G, Elangovan S, Kramer KW, Blanchette D, Dawson DV. Effect of alveolar ridge preservation after tooth extraction: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res. 2014 Oct;93(10):950-8. doi: 10.1177/0022034514541127. Epub 2014 Jun 25. PMID: 24966231; PMCID: PMC4293706.

(2)Polis Yanes, C., Domingo Mesegué, M., López López, J., Arranz Obispo, C., & Marí Roig, A. (2017). Implantes dentales cortos en la rehabilitación de los maxilares atróficos: puesta al día. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*, 29(1), 23-30.

(3)García Gargallo, M., Yassin García, S., & Bascones Martínez, A. (2016). Técnicas de preservación de alveolo y de aumento del reborde alveolar: revisión de la literatura. *Avances en periodoncia e implantología oral*, 28(2), 71-81.

(4)Clementini M, Tiravia L, De Risi V, Vittorini Orgeas G, Mannocci A, de Sanctis M. Dimensional changes after immediate implant placement with or without simultaneous regenerative procedures: a systematic review and meta-analysis. J Clin Periodontol. 2015 Jul;42(7):666-77. doi: 10.1111/jcpe.12423. Epub 2015 Jul 14. PMID: 26073267.

(5)Abrams H, Kopczyk RA, Kaplan AL. Incidence of anterior ridge deformities in partially edentulous patients. J Prosthet Dent. 1987 Feb;57(2):191-4. doi: 10.1016/0022-3913(87)90145-4. PMID: 3470510.

(6)Falcón Guerrero, B. E. (2017). Manejo de los defectos horizontales del reborde alveolar. *Jpapo*, 2(1), 30-39.

(7)Felzani, Odontólogo Ricardo. Cicatrización de los tejidos con interés en cirugía bucal: revisión de la literatura. *Acta odontol. venez [online]*. 2005, vol.43, n.3, pp. 310-318. ISSN 0001-6365.

(8)Monzón, D., Martínez, I., Rodriguez, R., Piña, J., & Pérez, E. (2014). Injertos Óseos en Implantología. *Rev. Med. Electron*, 36(4).

(9)Papageorgiou SN, Papageorgiou PN, Deschner J, Götz W. Comparative effectiveness of natural and synthetic bone grafts in oral and maxillofacial surgery prior to insertion of dental implants: Systematic review and network meta-analysis of parallel and cluster randomized controlled trials. *J Dent*. 2016 May;48:1-8. doi: 10.1016/j.jdent.2016.03.010. Epub 2016 Mar 21. PMID: 27012858.

(10)Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants - a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2009 Autumn;2(3):167-84. PMID: 20467628.

(11)Thakur, R., Kumar, A., & Sharma, P. (2021). Dental Implants-Success Criteria, Classification and Management of Failing Implants-An Overview. *J Adv Med Dent Scie Res Mar*, 9(3), 148-152.

(12)Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000 Aug;20(4):358-65. PMID: 11203575.

(13) Falcón-Guerrero B. Manejo de la cresta maxilar atrófica con la técnica de Ridge Split. *Odovtos* 2019 Apr 01;21(1):23-29.

(14)Rosano, G., Taschieri, S., Gaudy, J. F., Weinstein, T., & Del Fabbro, M. (2011). Maxillary sinus vascular anatomy and its relation to sinus lift surgery. *Clinical oral implants research*, 22(7), 711-715.

(15) Park Y.B.Jeon H.S.Shim J.S.et al.Analysis of the anatomy of the maxillary sinus septum using 3-dimensional computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69: 1070-1078

(16)Polis Yanes, C., Domingo Mesegué, M., López López, J., Arranz Obispo, C., & Mari Roig, A. (2017). Implantes dentales cortos en la rehabilitación de los maxilares atróficos: puesta al día. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*, 29(1), 23-30.

(17)Annibali, S. C. M. D. D., Cristalli, M. P., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of dental research*, 91(1), 25-32.

(18)Brånemark, P. I., Gröndahl, K., Öhrnell, L. O., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B., ... & Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*, 38(2), 70-85.

(19)Grecchi, F., Bianchi, A. E., Siervo, S., Grecchi, E., Lauritano, D., & Carinci, F. (2017). A new surgical and technical approach in zygomatic implantology. *ORAL & implantology*, 10(2), 197.

(20) Aparicio, C. (2011). A proposed classification for zygomatic implant patient based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *Eur J Oral Implantol*, 4(3), 269-275.

(21)Rossi M, Duarte LR, Mendonca R, Fernandes A. Anatomical bases for the insertion os zygomatic implants. *Clin implant Dent Relat Res* 2008;10:271-275.

(22)Bothur S, Jonsson G, Sandahl L. Modified tecnique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:902-4

(23)Bedrossian, E., Bedrossian, E. A., Anderson, S., & Park, C. (2018). Surgical and Prosthetic Biomechanical Considerations When Using the Zygoma Implant. In *Graftless Solutions for the Edentulous Patient* (pp. 69-83). Springer, Cham.

(24)Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:569-577.

(25)Supervivencia y complicaciones de los implantes cigomáticos: una revisión sistemática actualizada. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016; 74 : 1949-1964.

(26)Chrcanovic BR, Albrektsson T., Wennerberg A. Supervivencia y complicaciones de los implantes cigomáticos: una revisión sistemática actualizada. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2016; 74 : 1949–1964. doi: 10.1016 / j.joms.2016.06.166.

(27)Wang, F., Bornstein, M. M., Hung, K., Fan, S., Chen, X., Huang, W., & Wu, Y. (2018). Application of real-time surgical navigation for zygomatic implant insertion in patients with severely atrophic maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 76(1), 80-87.

(28) Hung, K. F., Wang, F., Wang, H. W., Zhou, W. J., Huang, W., & Wu, Y. Q. (2017). Accuracy of a real-time surgical navigation system for the placement of quad zygomatic implants in the severe atrophic maxilla: A pilot clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 19(3), 458-465.

(29)Pellegrino, G., Lizio, G., Basile, F., Stefanelli, L. V., Marchetti, C., & Felice, P. (2020). Dynamic Navigation for Zygomatic Implants: A Case Report about a Protocol with Intraoral Anchored Reference Tool and an Up-To-Date Review of the Available Protocols. *Methods and Protocols*, 3(4), 75.

(30)Wu Y., Wang F., Huang W., Fan S. Navegación en tiempo real en la colocación de implantes cigomáticos: flujo de trabajo. *Maxillofac oral. Surg. Clin. Norte. Soy.* 2019; 31 : 357–367. doi: 10.1016 / j.coms.2019.03.001.

(31) Chrcanovic, B.R.; Oliveira, D.R.; Custódio, A.L. Accuracy Evaluation of Computed Tomography–Derived Stereolithographic Surgical Guides in Zygomatic Implant Placement in Human Cadavers. *J. Oral Implant.* 2010, 36, 345–355.

(32) Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32:7–14.

(33) Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS. Accuracy of implant treatment planning using template-guided reformatted computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000;29:46–51.

(34) Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:571–577.

(35) Tao B, Shen Y, Sun Y, Huang W, Wang F, Wu Y. Comparative accuracy of cone-beam CT and conventional multislice computed tomography for real-time navigation in zygomatic implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020 Dec;22(6):747-755. doi: 10.1111/cid.12958. Epub 2020 Oct 28. PMID: 33112508.

(36) Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol.* 2005;76:503–507.

(37) Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:889–893.

(38) Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill.

(39) Fan S, Sáenz-Ravello G, Diaz L, Wu Y, Davó R, Wang F, Magic M, Al-Nawas B, Kämmerer PW. The Accuracy of Zygomatic Implant Placement Assisted by Dynamic Computer-

Aided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med.* 2023 Aug 21;12(16):5418. doi: 10.3390/jcm12165418. PMID: 37629460; PMCID: PMC10455221.

(40) Schirotli, G.; Angiero, F.; Zangerl, A.; Benedicenti, S.; Ferrante, F.; Widmann, G. Accuracy of a flapless protocol for computerguided zygomatic implant placement in human cadavers: Expectations and reality. *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.* 2016, 12, 102–108.

(41) Chrcanovic, B.R.; Oliveira, D.R.; Custódio, A.L. Accuracy Evaluation of Computed Tomography–Derived Stereolithographic Surgical Guides in Zygomatic Implant Placement in Human Cadavers. *J. Oral Implant.* 2010, 36, 345–355.

(42) Van Steenberghe, D.; Malevez, C.; Van Cleynenbreugel, J.; Serhal, C.B.; Dhoore, E.; Schutyser, F.; Suetens, P.; Jacobs, R. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. *Clin. Oral Implant. Res.* 2003, 14, 131–136.

(43) Davó, R.; Bankauskas, S.; Laurincikas, R.; Koçyigit, I.D.; Mate Sanchez de Val, J.E. Clinical Performance of Zygomatic Implants— Retrospective Multicenter Study. *J. Clin. Med.* 2020, 9, 480.

(44) Kunzendorf B, Naujokat H, Wiltfang J. Indications for 3-D diagnostics and navigation in dental implantology with the focus on radiation exposure: a systematic review. *Int J Implant Dent.* 2021 May 27;7(1):52. doi: 10.1186/s40729-021-00328-9. PMID: 34041613; PMCID: PMC8155130.

(45) Ramezanzade, S.; Yates, J.; Tuminelli, F.J.; Keyhan, S.O.; Yousefi, P.; Lopez-Lopez, J. Zygomatic implants placed in atrophic maxilla: An overview of current systematic reviews and meta-analysis. *Maxillofac. Plast. Reconstr. Surg.* 2021, 43, 1–15

(46) Gao, B.X.; Iglesias-Velázquez, O.; Tresguerres, F.G.; Cortes, A.R.G.; Tresguerres, I.F.; Aranegui, R.O.; López-Pintor, R.M.; LópezQuiles, J.; Torres, J. Accuracy of digital planning in zygomatic implants. *Int. J. Implant. Dent.* 2021, 7, 1–8.

(47) Bolzoni AR, Zingari F, Gallo F, Goker F, Beretta P, Del Fabbro M, Mortellaro C, Grecchi F, Gianni AB. Zygomatic implant guided rehabilitation based on inverted support technique: a pilot study. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2023 Apr;27(3 Suppl):77-91. doi: 10.26355/eurrev_202304_31324. PMID: 37129338.

(48)) Chow J. A novel device for template-guided surgery of the zygomatic implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45: 1253-1255.

(49) Rinaldi M, Ganz SD. Computer-Guided Approach for Placement of Zygomatic Implants: Novel Protocol and Surgical Guide. *Compend Contin Educ Dent* 2019; 40: 1-4.

(50) Shrestha, L., Alsadoon, A., Prasad, P. W. C., AlSallami, N., & Haddad, S. (2021). Augmented reality for dental implant surgery: enhanced ICP. *The Journal of Supercomputing*, 77, 1152-1176.

(51) Bhalerao A, Marimuthu M, Wahab A, Ayoub A. Dynamic navigation for zygomatic implant placement: A randomized clinical study comparing the flapless versus the conventional approach. *J Dent*. 2023 Mar;130:104436. doi: 10.1016/j.jdent.2023.104436. Epub 2023 Jan 31. PMID: 36736529.

(52) L. Shrestha, A. Alsadoon, P.W.C. Prasad, N. AlSallami, S. Haddad S, Augmented reality for dental implant surgery: enhanced ICP *J. Supercomput.*, 77 (2021), pp. 1152-1176

(53) Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994 Feb;15(2):152, 154-6, 158 passim; quiz 162. PMID: 8055503

(55) Gargallo-Albiol J, Tattan M, Sinjab KH, Chan HL, Wang HL. Schneiderian membrane perforation via transcrestal sinus floor elevation: A randomized ex vivo study with endoscopic validation. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Jan;30(1):11-19. doi: 10.1111/clr.13388. Epub 2018 Dec 23. PMID: 30450593.

(56) Cannizzaro G, Felice P, Minciarelli AF, Leone M, Viola P, Esposito M. Early implant loading in the atrophic posterior maxilla: 1-stage lateral versus crestal sinus lift and 8 mm hydroxyapatite-coated implants. A 5-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2013 Spring;6(1):13-25. PMID: 23513199.

(57) Al-Moraissi EA, Altaïri NH, Abotaleb B, Al-Iryani G, Halboub E, Alakhali MS. What Is the Most Effective Rehabilitation Method for Posterior Maxillas With 4 to 8 mm of Residual Alveolar Bone Height Below the Maxillary Sinus With Implant-Supported Prostheses? A Frequentist Network Meta-Analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. 2019 Jan;77(1):70.e1-70.e33. doi: 10.1016/j.joms.2018.08.009. Epub 2018 Aug 22. PMID: 30243705.

(58) Taschieri S, Lolato A, Testori T, Francetti L, Del Fabbro M. Short dental implants as compared to maxillary sinus augmentation procedure for the rehabilitation of edentulous posterior maxilla: Three-year results of a randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Feb;20(1):9-20. doi: 10.1111/cid.12563. Epub 2017 Nov 28. PMID: 29193558.

(59) O. Gabbert, A. Koob, M. Schmitter, P. Rammelsberg Implants placed in combination with an internal sinus lift without graft material: an analysis of short-term failure *J. Clin. Periodontol.*, 36 (2009), pp. 177-183,

(60) Wu Y, Tao B, Lan K, Shen Y, Huang W, Wang F. Reliability and accuracy of dynamic navigation for zygomatic implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2022 Apr;33(4):362-376. doi: 10.1111/clr.13897. Epub 2022 Feb 15. PMID: 35113463; PMCID: PMC9305866.

