

Universidad de León
Facultad de Ciencias de la Salud



CAPACIDAD PREDICTIVA DE LA ESTABILIDAD
PRIMARIA DE IMPLANTES DENTALES
MEDIANTE ESTUDIO RADIOLÓGICO

TESIS DOCTORAL
Joaquín de Elío Oliveros

Directores:
Prof. Dr. Jesús Seco Calvo
Prof. Dr. Mariano del Canto Pingarrón

A mis abuelos

Prof. Dr. Francisco Javier de Elío Membrado

*Excmo. Sr. José María Oliveros Rives,
guías y ejemplos en el camino a la excelencia profesional.*

AGRADECIMIENTOS

Gracias Mariano, Miguel Ángel y Jesús por abrirme las puertas y ayudarme en los últimos años.

Gracias Ricardo por tu hospitalidad y por ayudarme a entender el funcionamiento de las densitometrías óseas mediante Unidades Hounsfield en los sistemas CBCT.

Gracias Juan Carlos por nuestras “charlas radiológicas”, fueron muy constructivas en este trabajo.

Gracias Eduardo por tus fantásticos dibujos.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	13
1. 1. EL LECHO IMPLANTOLÓGICO	15
1. 1. 1. ANATOMÍA DEL REBORDE ALVEOLAR MAXILAR Y MANDIBULAR	15
1. 1. 2. LA PÉRDIDA DENTARIA	17
1. 1. 3. DENSIDAD ÓSEA	19
1. 2. ESTUDIO RADIOLÓGICO DEL REBORDE ALVEOLAR EN LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO IMPLANTOLÓGICO.	23
1. 2. 1. TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO RADIOLÓGICO EN IMPLANTOLOGÍA	23
1. 2. 2. ESTUDIO RADIOLÓGICO DE LA CANTIDAD ÓSEA DEL REBORDE ALVEOLAR MEDIANTE ESCÁNERES TC	26
1. 2. 3. ESTUDIO RADIOLÓGICO DE LA CALIDAD ÓSEA DEL REBORDE ALVEOLAR MEDIANTE ESCÁNERES TC	27
1. 3. LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE	29
1. 3. 1. CONDICIONANTES DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA	29
1. 3. 2. SISTEMAS DE MEDICIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA	31
2. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS DE TRABAJO	35
3. OBJETIVOS	39
4. MATERIAL Y MÉTODOS	43
4. 1. MATERIAL	45
4. 1. 1. MATERIAL BIBLIOGRÁFICO.	45
4. 1. 2. RECURSOS HUMANOS.	45
4. 1. 3. INSTRUMENTAL.	46
4. 1. 4. MATERIAL PARA EL ESTUDIO POR IMAGEN.	47
4. 2. MÉTODO	48
4. 2. 1. MEDICIÓN DE LA ANCHURA DEL REBORDE ALVEOLAR EDÉNTULO.	48
4. 2. 2. MEDICIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA DEL REBORDE ALVEOLAR EDÉNTULO.	49
4. 2. 3. EL ACTO QUIRÚRGICO.	50
4. 2. 4. MEDICIÓN DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE.	54
4. 2. 5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	55

5. RESULTADOS	57
5. 1. ANÁLISIS EXPLORATORIO Y DESCRIPTIVO	59
5. 1. 1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA	59
5. 1. 2. DESCRIPTIVA DE LOS PARÁMETROS MEDIDOS	60
5. 2. ANÁLISIS INFERENCIAL	65
5. 2. 1. EFECTO DE LA DENSIDAD ÓSEA DEL REBORDE ALVEOLAR RECEPTOR SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE	66
5. 2. 2. EFECTO DE LA ANCHURA DEL REBORDE ALVEOLAR EDÉNTULO SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE	81
5. 2. 3. EFECTO DE LAS MEDIDAS DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA	87
5. 2. 4. EFECTO DEL ÁREA ANATÓMICA DE COLOCACIÓN DEL IMPLANTE SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA	90
5. 2. 5. MODELOS MULTIVARIANTES EXPLICATIVOS DE LOS EFECTOS SOBRE LA ESTABILIDAD PRIMARIA	92
5. 2. 6. RELACIÓN ENTRE EL TORQUE DE INSERCIÓN Y LAS VARIABLES ISQ	99
5. 2. 7. RELACIÓN ENTRE EL ÁREA ANATÓMICA DE COLOCACIÓN DEL IMPLANTE Y LA DENSIDAD ÓSEA DEL REBORDE ALVEOLAR RECEPTOR	100
5. 2. 8. RELACIÓN ENTRE EL ÁREA ANATÓMICA DE COLOCACIÓN DEL IMPLANTE Y LA ANCHURA DEL REBORDE ALVEOLAR EDÉNTULO	103
5. 2. 9. RELACIÓN ENTRE LA ANCHURA DEL REBORDE ALVEOLAR EDÉNTULO Y LA DENSIDAD ÓSEA	105
6. DISCUSIÓN	111
7. CONCLUSIONES	119
8. BIBLIOGRAFÍA	123
9. ANEXO I	135
10. ANEXO II	139
11. ANEXO III	143
12. ANEXO IV	149

1. INTRODUCCIÓN

1. 1. EL LECHO IMPLANTOLÓGICO

1. 1. 1. Anatomía del reborde alveolar maxilar y mandibular

El borde inferior del maxilar y el borde superior de la mandíbula se designan también con el nombre de apófisis o rebordes alveolares, y están surcados de cavidades o alveolos en los cuales se implantan las raíces de las piezas dentarias.¹

Junto con el ligamento periodontal y el cemento radicular, el reborde alveolar forma el aparato de inserción de las piezas dentarias cuya función consiste en absorber y distribuir las fuerzas generadas por la masticación y otros contactos dentarios. El reborde alveolar se desarrolla y se forma con el proceso de erupción de las piezas dentarias e involuciona o se reabsorbe con la pérdida de éstas, es decir, la presencia de piezas dentarias condiciona el desarrollo y mantenimiento del reborde alveolar.²

1. 1. 1. 1. Macroestructura del reborde alveolar

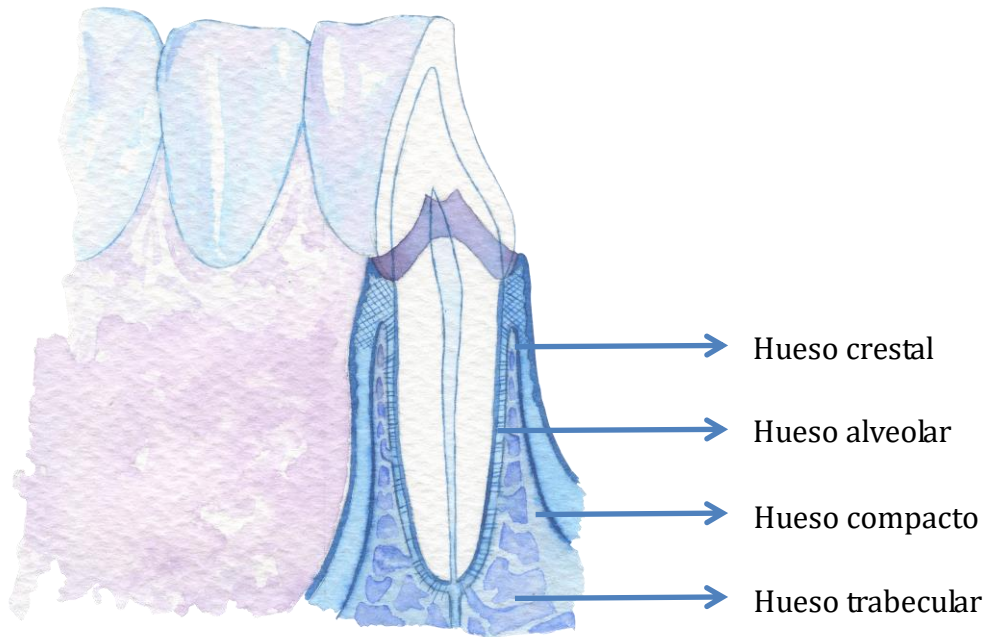
Existen principalmente 3 estructuras que conforman el reborde alveolar:

- Hueso alveolar propiamente dicho.
- Hueso trabecular.
- Hueso compacto.

El hueso compacto cubre el reborde alveolar (corticales bucal y palatino/lingual) y el hueso trabecular, también llamado hueso esponjoso, queda contenido en el interior, interpuesto entre el hueso cortical y el hueso alveolar propiamente dicho. El hueso trabecular y compacto se unen en el margen para dar lugar al hueso crestal, más delgado, especialmente en su porción vestibular, y no soportado por hueso trabecular. Hacia el interior del alveolo se conforma una fina capa de aproximadamente 0,1 - 0,4mm de grosor dando lugar al hueso alveolar propiamente dicho, también llamado pared alveolar o placa cribiforme, y radiográficamente lámina dura (dibujo 1).³

El hueso cortical es denso y está formado por laminillas muy condensadas que no dejan espacio entre ellas. En el interior de estas laminillas se sitúan los osteocitos, conectados entre

ellos a través de numerosos canales de pequeño calibre llamados canalículos. Dichas laminillas se disponen concéntricamente formando columnas en cuyo interior existe un canal Haversiano por donde circula el contenido vascular, linfático y nervioso. Los canales Haversianos se conectan al endostio y periostio a través de los canales de Volkman. El hueso esponjoso se compone de una red de trabéculas óseas revestidas de endostio que generan un espacio entre ellas. En dicho espacio se sitúa la médula ósea. ⁴



Dibujo 1. *Macroestructura del reborde alveolar.*

1. 1. 1. 2. Microestructura del reborde alveolar

Al igual que otros tejidos conectivos de soporte, el hueso está compuesto de células y matriz extracelular.

Componente celular

Las tres células más destacadas del tejido óseo son los osteoblastos, osteocitos y osteoclastos cuyas funciones son las de producir, mantener y reabsorber el hueso respectivamente. El endostio y el periostio contienen células osteogénicas. Las señales bioquímicas derivadas de

los procesos de remodelación y daños en el tejido óseo aumentan la población local de estas células, que se diferencian en osteoblastos en zonas con aporte vascular y producen así la formación ósea a su alrededor. Cuando el osteoblasto queda rodeado por matriz extracelular mineralizada se diferencia en osteocito, que nutre y mantiene el hueso y participa en su remodelación. Si el aporte vascular está comprometido las células osteogénicas se diferencian en condroblastos para producir matriz colágena. Cuando el condroblasto queda rodeado por dicha matriz, se diferencia en condrocito para su mantenimiento y posterior reemplazo por tejido óseo. Los osteoclastos derivan de monocitos que se originan en las células troncales hematopoyéticas que migran a la zona de resorción ósea por la influencia de citoquinas. Por lo tanto, el hueso del reborde alveolar está implicado en un proceso constante de remodelado óseo (resorción y formación) regulado por la actividad hormonal y las necesidades mecánicas.

Matriz extracelular

La matriz ósea extracelular aporta las características y propiedades específicas de elasticidad y dureza del hueso. Está compuesta en un 35% por material orgánico (mayoritariamente fibras colágenas, proteínas óseas y proteoglicanos) y en un 65% por material inorgánico, principalmente hidroxapatita deficiente en calcio. Las proteínas óseas osteocalcina, sialoproteína ósea, osteopontina y osteonectina actúan en la formación y remodelado óseo. Desempeñan un papel en la formación de cristales de hidroxapatita y mineralización de la matriz ósea. ⁵

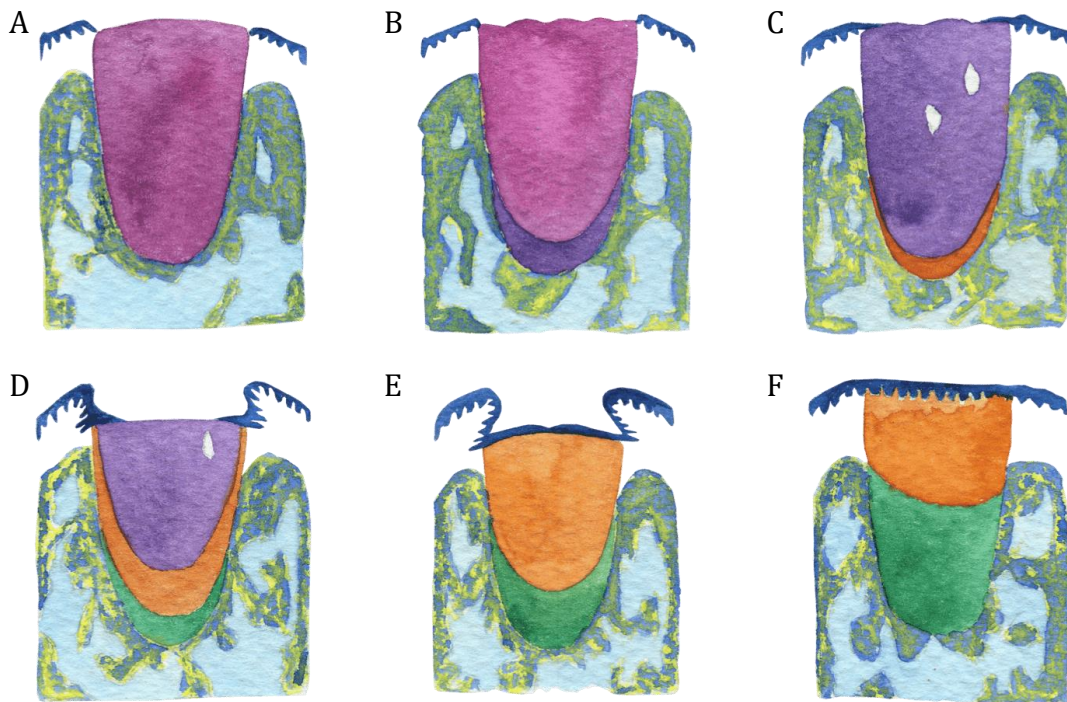
1. 1. 2. La pérdida dentaria

Existen diferentes enfermedades y procesos que ocasionan la pérdida de las piezas dentarias. Entre ellos se encuentran principalmente la caries, la periodontitis, el desgaste y los traumatismos.

1. 1. 2. 1. *Procesos fisiológicos en el reborde alveolar tras la pérdida dentaria*

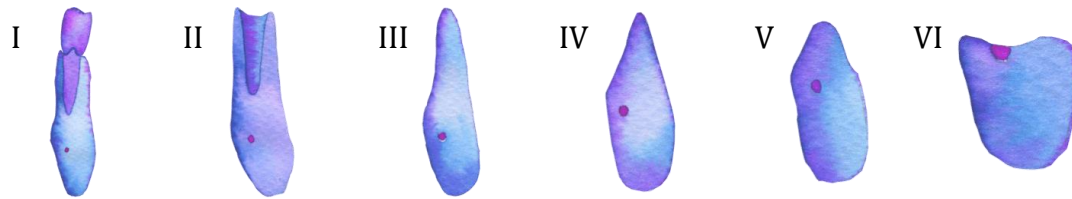
Tras la extracción de una pieza dentaria se inicia un proceso de curación del alveolo que da como resultado el cierre y epitelización de la herida por tejido blando y el relleno del alveolo con tejido óseo. Este proceso ha sido estudiado en humanos, entre otros, por Amler ⁶ y Evian ⁷.

El dibujo 2 muestra la secuencia temporal de la regeneración tisular de un alveolo postextracción descrita por Amler.



Dibujo 2. Secuencia temporal de la regeneración tisular de alveolos postextracción según Amler. **A.** Extracción dental, sangrado, coágulo sanguíneo. **B.** 48-72 horas después de la extracción, coágulo sanguíneo, comienzo de la formación de tejido de granulación. **C.** 96 horas después de la extracción, coágulo sanguíneo residual, tejido de granulación, proliferación epitelial. **D.** 7 días después de la extracción, tejido conjuntivo joven, formación primaria de osteoide, proliferación epitelial. **E.** 21 días después de la extracción, tejido conjuntivo, comienzo de la mineralización del osteoide, reepitelización. **F.** 6 semanas después de la extracción, tejido conjuntivo, hueso reticular, trabéculas, reepitelización.

Dicha pérdida inicia un proceso crónico, progresivo, irreversible y acumulativo de reabsorción ósea del reborde alveolar residual que ocurre en las superficies vestibular, lingual/palatina y crestal siguiendo el principio en “V” de Enlow, es decir, resorción perióstica y aposición endóstica ⁸, y que afecta a millones de personas de todas las razas, edades y sexos en todo el mundo. Este proceso sucede a lo largo de los años siguientes a la pérdida dentaria pudiendo variar significativamente el tiempo de reabsorción en función de las características de cada individuo. Atwood ⁹ describió los diferentes estadios del reborde alveolar residual tras la pérdida de una pieza dentaria. (dibujo 3)



Dibujo 3. Estadios del reborde alveolar residual mandibular según Atwood. **I.** Preextracción. **II.** Postextracción. **III.** Cresta redondeada. **IV.** Cresta en filo de cuchillo. **V.** Reborde alveolar disminuido y cresta redondeada. **VI.** Depresión severa.

1. 1. 2. 2. La reposición de los dientes perdidos mediante implantes dentales

En las últimas décadas los avances tecnológicos y la investigación basada en la biología han hecho posible reemplazar las raíces de los dientes perdidos con una alta tasa de supervivencia. Los implantes endoóseos osteointegrados para la restitución de piezas dentales perdidas fueron introducidos por Branemark y colaboradores en la década de 1980.¹⁰

Branemark definió la oseointegración como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. La implantología dental moderna se basa en el diseño original de los implantes endoóseos de titanio de superficie rugosa, roscados en el hueso alveolar tras realizar una secuencia de fresado perfectamente protocolizada.¹¹

1. 1. 3. Densidad ósea

La estructura interna del hueso determina la densidad del mismo y condiciona sus propiedades de dureza y flexibilidad.

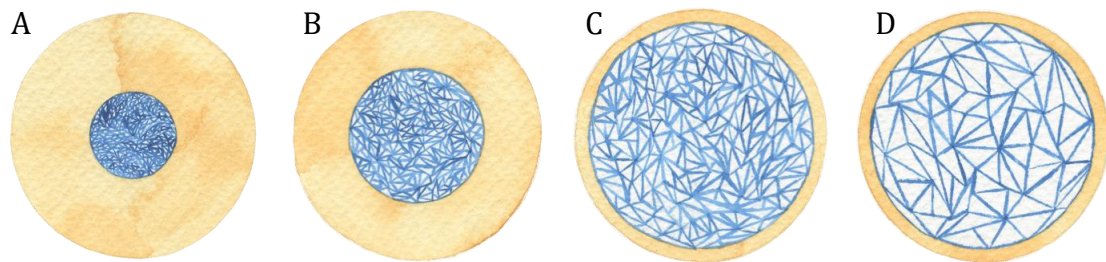
1. 1. 3. 1. Clasificaciones del reborde alveolar edéntulo en función de la densidad ósea

En 1970 Linkow¹² realizó una clasificación de los tipos de hueso en relación a la densidad ósea:

- Hueso tipo I: Trabéculas óseas con pequeños espacios medulares.
- Hueso tipo II: Espacios medulares ligeramente mayores.
- Hueso tipo III: Grandes espacios medulares entre las trabéculas óseas.

En 1985 Lekholm y Zarb ¹³ describieron un método para determinar cuatro calidades óseas, basado en el análisis de radiografías preoperatorias y en la valoración subjetiva de la resistencia que ofrece el hueso al fresado para la colocación de un implante (dibujo 4):

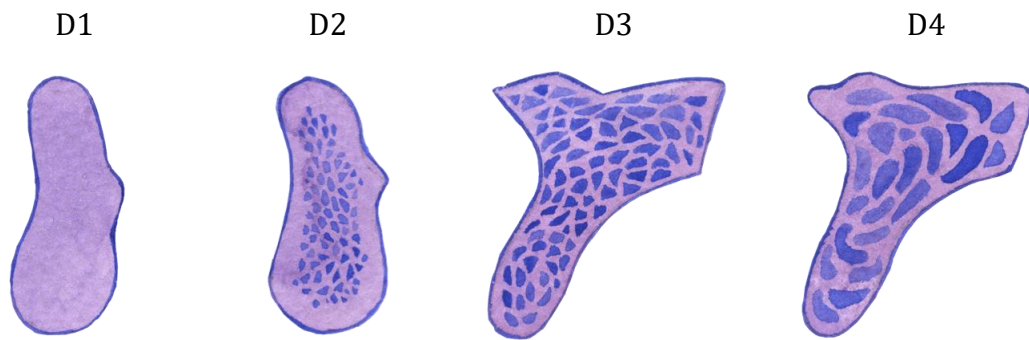
- Calidad I: Hueso compacto y homogéneo.
- Calidad II: Gruesa capa de hueso compacto alrededor de hueso trabecular denso.
- Calidad III: Delgada capa de hueso compacto alrededor de hueso denso trabecular.
- Calidad IV: Delgada capa de hueso compacto alrededor de hueso trabecular de baja densidad.



Dibujo 4. Tipos de calidad ósea según Lekholm y Zarb. **A.** Calidad I. **B.** Calidad II. **C.** Calidad III. **D.** Calidad IV.

En 1988 Misch ¹⁴ propuso cuatro grupos de densidades óseas en función de las características macroscópicas del hueso cortical y trabecular (dibujo 5):

- D1: Hueso cortical denso.
- D2: Hueso cortical de denso a poroso y espeso en la cresta y trabecular denso.
- D3: Cortical fina porosa en la cresta y hueso trabecular fino.
- D4: Hueso fino trabecular en la mayor parte del volumen óseo que casi no presenta cortical.
- D5: Hueso muy blando con mineralización incompleta y amplios espacios intertrabeculares.



Dibujo 5. Las cuatro densidades óseas de Misch encontradas en las regiones edéntulas maxilares y mandibulares.

1. 1. 3. 2. Localización de la densidad ósea

La densidad ósea varía en función del área anatómica del reborde alveolar. La mandíbula, como estructura independiente que es, absorbe las fuerzas de la masticación y en consecuencia las corticales óseas del reborde alveolar son gruesas y densas, al igual que el hueso trabecular. El maxilar distribuye las fuerzas de la masticación por el arco cigomático y el paladar, y por tanto las corticales óseas del reborde alveolar son delgadas y el hueso trabecular fino.¹⁵

Las diferentes densidades óseas suelen entremezclarse en las distintas regiones de la boca. No obstante, el hueso tipo D1 de Misch se asocia casi exclusivamente al área mandibular anterior, mientras que el hueso tipo D4 es considerablemente más frecuente en el área maxilar posterior. Misch¹⁶ describe la localización anatómica más frecuente de cada tipo de densidad ósea y sus porcentajes de ocurrencia (cuadros 1 y 2)

Densidad ósea	Descripción	Similitud táctil	Localización anatómica típica
D1	Cortical densa	Madera roble o arce	Mandíbula anterior
D2	Cortical porosa y trabéculas gruesas	Pino blanco o abeto	Mandíbula anterior Mandíbula posterior Maxilar anterior
D3	Cortical porosa (delgada) y trabéculas finas	Madera de balsa	Maxilar anterior Maxilar posterior Mandíbula posterior
D4	Trabéculas finas	Poliestireno	Maxilar posterior

Cuadro 1. Esquema de la clasificación de Misch de la densidad ósea.

Hueso	Maxilar anterior	Maxilar posterior	Mandíbula anterior	Mandíbula posterior
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Cuadro 2. Tipos de densidad ósea de Misch en función de la localización anatómica (% de ocurrencia).

1. 2. ESTUDIO RADIOLÓGICO DEL REBORDE ALVEOLAR EN LA PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO IMPLANTOLÓGICO.

Las técnicas de diagnóstico por imagen ayudan a desarrollar un plan de tratamiento coherente y comprensivo para el equipo implantológico y para el paciente y aporta información trascendental como:

- La posición y el tamaño de estructuras anatómicas relevantes, incluyendo los conductos dentarios inferiores, los agujeros mentonianos, las fosas submandibulares, el conducto y el agujero incisivo o nasopalatino, y el suelo nasal.
- La forma y tamaño de los senos maxilares y su relación con los dientes adyacentes.
- La presencia de patologías subyacentes.
- La presencia de piezas dentarias retenidas.
- La forma y cantidad de hueso alveolar crestal y basal, lo que permite realizar mediciones de altura y anchura disponibles para la colocación de implantes dentales de diferentes anchuras y longitudes.
- La densidad ósea del hueso cortical y esponjoso y el tamaño de los espacios trabeculares.¹⁷

1. 2. 1. Técnicas de diagnóstico radiológico en implantología

Existen diferentes técnicas que se pueden emplear en función de la elección clínica y la disponibilidad de medios:

Radiografía periapical

Proporciona una imagen plana de alta resolución de un área limitada de los maxilares. No aportan ninguna información de sección transversal y en consecuencia tiene poca utilidad para el diagnóstico de la anchura del reborde alveolar, quedando su uso limitado a la exploración preliminar del lecho implantológico (para descartar la existencia de restos radiculares, dientes retenidos o patologías subyacentes) y evaluación postoperatoria de implantes (relación del implante con otras estructuras y valoración radiológica de la interfase hueso/implante).

(Imagen 1)

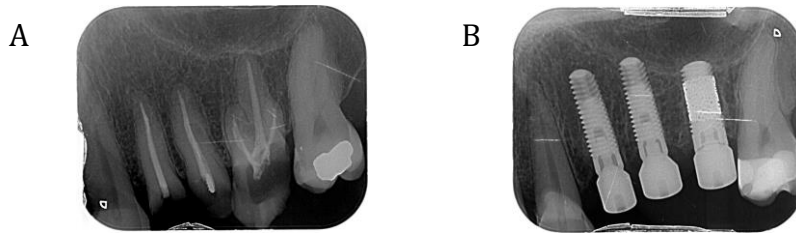


Imagen 1. Radiografías periapicales. **A.** Imagen diagnóstica previa a la extracción de los restos radiculares 24, 25 y 26. **B.** Imagen posterior a la colocación de implantes.

Radiografía panorámica

Es una técnica tomográfica de plano curvo ampliamente utilizada en la mayoría de clínicas dentales por su conveniencia, facilidad y velocidad de ejecución. Aporta una visión global de los maxilares y puede ser útil para mostrar estructuras críticas y para la valoración inicial de la altura vertical del hueso, aunque no de la anchura del reborde alveolar. Debido a las distorsiones inherentes del sistema, es de poca utilidad a la hora de representar la relación espacial entre las estructuras y la cuantificación dimensional del lecho implantológico.

(imagen 2)



Imagen 2. Ortopantomografía previa a la colocación de implantes.

Las radiografías periapicales y panorámicas pueden aportar información sobre la arquitectura del trabeculado óseo mediante la utilización de un método matemático conocido como análisis fractal.¹⁸ Dicho método consiste en cuantificar el patrón trabecular utilizando un

algoritmo para contar las interfaces entre el hueso trabecular y la médula ósea en una imagen binaria y consecuentemente aportar valores de densidad ósea del área analizada.¹⁹ Aunque resulta un método prometedor por su accesibilidad y baja dosis de radiación para determinar la densidad ósea del reborde alveolar, su fiabilidad puede verse comprometida debido a una serie de limitaciones como la superposición del hueso cortical sobre el hueso trabecular, y la diferencia en las mediciones entre los distintos métodos matemáticos más utilizados.²⁰

Radiografía oclusal

En maxilar se obtiene inclinando el haz de rayos 45° respecto al plano oclusal, en mandíbula la proyección es paralela a dicho plano.. Puede ofrecer información de los senos maxilares, fosas nasales, agujero nasopalatino y anchura máxima de cuerpo mandibular y maxilar, aunque no la anchura de la cresta alveolar que es lo más interesante desde un punto de vista diagnóstico en implantología. No ofrece información densitométrica por lo que su uso para el estudio del proceso alveolar está muy limitado.

Radiografía cefalométrica

La orientación del haz de rayos es paralelo al plano sagital medio del paciente. Se emplea un cefalómetro para fijar la posición de la cabeza con apoyo en los conductos auditivos externos. La radiografía resultante muestra la relación de los maxilares con la oclusión y la estética del paciente y aporta información de la altura del reborde alveolar y anchura en la línea media maxilar y mandibular. Al superponerse las estructuras de ambos lados, no es valorable la anatomía de la cresta ósea con esta técnica ni tampoco la anchura del reborde en sectores posteriores. No aporta información sobre el grado de mineralización ósea y en consecuencia, no es válida para estudios densitométricos. Su uso en implantología es limitado.

Tomografía computarizada (TC)

Es una técnica ampliamente extendida en los departamentos de radiología médica que permite evaluar los tejidos blandos y duros de forma exacta, detallada y específica. Fue introducida por Godfrey Newbold Hounsfield en 1972 y supuso una verdadera revolución en el campo de la radiología.²¹ La tomografía computarizada genera imágenes axiales de la

anatomía del paciente y son procesadas por un ordenador. Esta técnica permite realizar mediciones tridimensionales del lecho implantológico y analizar la densidad ósea en unidades Hounsfield. Las limitaciones debido al coste, disponibilidad y dosis alta de radiación suponen que no sea el estudio de primera elección para el diagnóstico radiológico en implantología.

Tomografía volumétrica de haz de cono (CBCT)

A finales de la década de 1990 se desarrolló una nueva técnica tomográfica específica para las aplicaciones dentales.^{22,23} El haz de rayos x cónico (en vez del haz plano en abanico utilizado en las tomografías convencionales) orbita alrededor del paciente y genera una imagen volumétrica cilíndrica del campo explorado procesada por un ordenador. Debido a las numerosas ventajas frente a los escáneres médicos convencionales como son el menor tiempo de escaneo, menor exposición a la radiación y menor distorsión y magnificación, la tecnología de la tomografía volumétrica de haz de cono es más exacta, ofrece imágenes de mayor calidad y se ha convertido en la principal técnica de radiodiagnóstico en implantología.²⁴

El estudio radiológico adquirido mediante las técnicas tomográficas computarizadas se puede transferir como un archivo a un ordenador personal y visualizarlo mediante programas específicos con herramientas para medir la anchura y longitud de distintas estructuras anatómicas y la densidad ósea en unidades Hounsfield. De esta forma se realiza una planificación de tratamiento en tres dimensiones que se integra en la anatomía del paciente y puede ser visualizada antes de la cirugía.

1. 2. 2. Estudio radiológico de la cantidad ósea del reborde alveolar mediante escáneres TC

Las imágenes de cortes transversales son importantes para obtener información de anchura y altura del hueso alveolar y localización de estructuras anatómicas. Para localizar de forma exacta los cortes transversales que corresponden a los lugares ideales de colocación de los implantes, se emplean con frecuencia férulas radiológicas con marcadores radiopacos. Estos lugares ideales suelen coincidir con las posiciones que ocupaban originalmente los dientes perdidos. Una característica importante de estos estudios es que el cirujano puede realizar una “cirugía electrónica” seleccionando y colocando en los cortes transversales diseños de implante con distintas medidas de anchura y longitud en diferentes posiciones y angulaciones,

y así observar al detalle cómo el implante queda alojado en el hueso y los márgenes que guarda con las diferentes estructuras anatómicas. (Imagen 3)

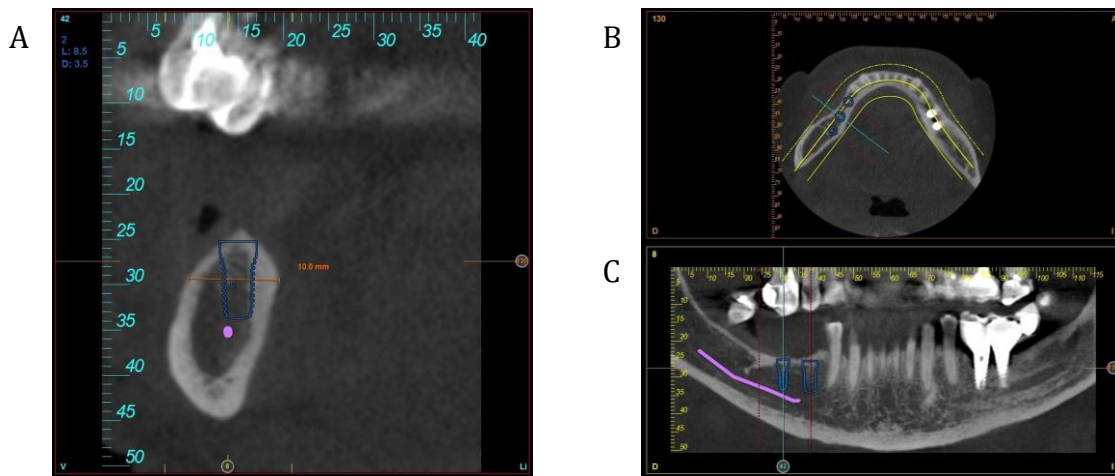


Imagen 3. “Cirugía electrónica” de un estudio realizado con un CBCT en mandíbula. **A.** Corte transaxial con un implante virtual colocado respetando la anchura del reborde alveolar y la distancia al nervio dentario inferior. **B.** Corte axial. **C.** Corte panorámico.

1. 2. 3. Estudio radiológico de la calidad ósea del reborde alveolar mediante escáneres TC

Hay que tener en cuenta que la forma de obtener los valores densitométricos en los CBCT difiere de los TC médicos originales. La escala cuantitativa que describió Godfrey Newbold Hounsfield mediante los escáneres TC médicos representa la radiodensidad de los tejidos cuyos valores quedan comprendidos entre el blanco total (+1000 unidades Hounsfield) y el negro (-1000 unidades Hounsfield, densidad aire) siendo 0 unidades Hounsfield la densidad del agua destilada a 25° C 50% negro y 50% blanco. Esta escala ha sido modificada para su uso en los estudios CBCT. Se ha demostrado en diferentes estudios in vitro que los valores de la escala de grises medidos mediante CBCT pueden ser diferentes a los medidos mediante TC médico y por tanto no se consideran valores absolutos.²⁵ Una de las fuentes más importantes de imprecisiones es la gran cantidad de radiación dispersa que produce la exploración volumétrica típica de los sistemas CBCT. La radiación dispersa genera más ruido en las imágenes obtenidas y reduce la uniformidad espacial de los valores densitométricos en unidades Hounsfield.²⁶ No obstante la calidad ósea de los maxilares puede determinarse preoperatoriamente mediante unidades Hounsfield utilizando CBCT o TC médico indistintamente.²⁷

Kirkos y Misch establecieron una correlación entre los valores densitométricos en unidades Hounsfield y las diferentes densidades óseas según la clasificación de Misch (cuadro 3).¹⁶ Norton y Gamble también encontraron una relación positiva entre los valores en unidades Hounsfield y las diferentes calidades de hueso según la clasificación de Lekholm y Zarb.²⁸ Maki y colaboradores²⁹ hallaron una relación estadísticamente significativa entre valores densitométricos de estudios tomográficos y la concentración de hidroxapatita de la matriz ósea extracelular en un estudio in vitro. Así mismo, Todisco y Trisi³⁰ encontraron relación estadísticamente significativa entre la densidad ósea mineral medida mediante tomografía computarizada y la densidad ósea mineral hallada en la histomorfometría de biopsias de los lugares de colocación de implantes en un estudio clínico con 23 pacientes.

D1	>1200 Unidades Hounsfield
D2	850-1250 Unidades Hounsfield
D3	350-850 Unidades Hounsfield
D4	150-350 Unidades Hounsfield
D5	<150 Unidades Hounsfield

Cuadro 3. *Determinación de la densidad ósea mediante TC según Misch.*

La microarquitectura ósea también puede ser analizada mediante estudio radiológico. Los micro CT ofrecen resoluciones de imagen tan reducidas como un micrómetro (μm) y permiten el análisis del hueso trabecular.³¹ La microarquitectura del hueso trabecular es considerada un factor determinante de calidad ósea del reborde alveolar y está condicionada por diferentes parámetros descritos por Parfitt³² como son el grosor y número de trabéculas óseas, la separación existente entre ellas y los espacios medulares. Aunque el estudio de la calidad ósea con micro CT aporta información importante de su arquitectura trabecular, densidad, volumen y espacios medulares y ayuda a comprender mejor las propiedades mecánicas del hueso, las aplicaciones clínicas para tratamientos implantológicos son limitadas.

1. 3. LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE

La estabilidad de un implante es la ausencia de movilidad clínica y puede entenderse como la combinación de 2 tipos de estabilidad. Por un lado la estabilidad mecánica, correspondiente al íntimo contacto de la superficie de un implante con el hueso que lo rodea. Generalmente la estabilidad mecánica es máxima en el momento posterior a la colocación del implante (estabilidad primaria) y va disminuyendo a medida que pasa el tiempo. Por otro lado la osteointegración da lugar a la llamada estabilidad biológica, es decir, la proliferación de células formadoras de hueso en la superficie del implante, y como consecuencia surge el concepto de estabilidad secundaria, que a diferencia de la primaria aumenta con el paso del tiempo.³⁴

Una insuficiente estabilidad primaria incrementaría el riesgo de que el implante sufra micromovimientos dentro del lecho óseo receptor, afectando a la interfase hueso-implante durante el proceso de cicatrización, produciéndose así una encapsulación del implante en tejido blando y el fracaso de la osteointegración.^{35,36} Así mismo, conseguir una adecuada estabilidad primaria reduce el riesgo de fracaso en tratamientos implantológicos de carga inmediata y provisionalización inmediata,^{37,38} y de esta forma permite realizar tratamientos rehabilitadores disminuyendo el tiempo desde la cirugía de implantes hasta la colocación de la prótesis que devuelve la estética y función masticatoria a los pacientes. En consecuencia, podemos afirmar que conseguir estabilidad primaria en una cirugía de colocación de implantes se considera hoy en día un factor fundamental para alcanzar el éxito en la osteointegración del implante en el hueso alveolar receptor.³⁹

1. 3. 1. Condicionantes de la estabilidad primaria

La estabilidad del implante está condicionada por numerosos factores, pero fundamentalmente depende de la técnica quirúrgica, el diseño del implante y las características del hueso receptor.

1. 3. 1. 1. Técnica quirúrgica en relación a la estabilidad del implante

Existen procedimientos derivados del acto quirúrgico que buscan conseguir una óptima estabilidad primaria, sobretudo en situaciones en las que el hueso alveolar receptor es de baja

densidad (hueso tipo IV de Misch). La técnica de infrafresado del lecho implantológico consiste en utilizar un diámetro de fresa final considerablemente menor que el diámetro del implante, consiguiendo así mayores fuerzas de compresión lateral del implante contra las paredes óseas y en consecuencia mayor densidad ósea periimplantaria. En dos estudios en humanos, Turkyilmaz et al ⁴⁰ y Alghamdi et al ⁴¹ concluyen que la técnica de infrafresado es beneficiosa para conseguir estabilidad primaria en huesos de baja densidad (zonas posteriores maxilares y mandibulares).

Así mismo, la técnica de osteotomos descrita por Summers ⁴² puede ser empleada para aumentar la estabilidad primaria en huesos de baja densidad. Esta técnica consiste en generar un lecho pequeño en el reborde alveolar con fresas de reducido calibre y posteriormente introducir un instrumento o secuencia de instrumentos que comprimen las paredes óseas en sentido lateral y apical. Esto produce la condensación de las trabéculas óseas y en consecuencia aumenta la densidad de las paredes del lecho implantológico. Padmanabhan y Gupta ⁴³ y Shayesteh et al ⁴⁴ encontraron una asociación positiva entre el uso de osteotomos y la estabilidad primaria. Otra técnica que puede emplearse para mejorar la estabilidad primaria consiste en sumergir el implante en el hueso en una posición más subcrestal. ⁴⁵

Aunque existe una asociación positiva entre estas técnicas y valores mayores de estabilidad primaria frente a preparaciones convencionales del lecho implantológico, Shadid et al ⁴⁶ afirman mediante una revisión sistemática que la evidencia científica que apoya estas relaciones actualmente es baja. Son necesarios más estudios clínicos para establecer mayor evidencia científica.

1. 3. 1. 2. Diseño del implante en relación a la estabilidad

Actualmente existe un gran interés en acelerar los tiempos de carga de los implantes sin perjudicar el mantenimiento del hueso crestal y el tejido blando periimplantario. En este sentido, el diseño del implante desempeña un papel fundamental a la hora de conseguir estabilidad primaria y garantizar su osteointegración. ⁴⁷ Diferentes estudios en humanos, en animales e in vitro confirman que los implantes de diseño cónico adquieren mayor estabilidad primaria en los distintos tipos de densidad ósea frente a implantes de diseño cilíndrico. ^{48, 49, 50} Esto es debido a que los implantes cónicos ejercen mayores fuerzas de compresión lateral contra las paredes óseas que lo rodean. ⁵¹

Las espiras de los implantes maximizan el área de contacto del implante con el hueso y su diseño influye significativamente en la estabilidad primaria del mismo.⁵² Características como un paso de rosca reducido, mayor número y profundidad de las espiras y menor ángulo de hélice potencian la estabilidad primaria. En situaciones en las que la estabilidad primaria puede verse comprometida, por ejemplo en huesos de densidad muy baja, dichas características y la elección de implantes de mayores diámetros y longitudes pueden ser beneficiosas.⁵³

Del mismo modo en que estas características macroscópicas de los implantes comprometen la estabilidad primaria, es objeto de estudio la forma en que la microestructura de la superficie del implante induce procesos de osteoconducción y osteoinducción y así potencia la estabilidad secundaria. La rugosidad superficial mediante el grabado ácido fomenta el crecimiento de hueso (osteoconducción),⁵⁴ mientras que la creación de superficies bioactivas favorece la adhesión plaquetaria, la liberación de factores de crecimiento y la llamada de células osteogénicas (osteoinducción).⁵⁵

1. 3. 1. 3. Características del hueso receptor en relación a la estabilidad del implante

Es fundamental tener en cuenta la cantidad de tejido óseo disponible en el área de colocación de los implantes (volumen óseo) y calidad del reborde alveolar (densidad ósea). Durante años, numerosos estudios han demostrado tasas de éxito mayores en implantes colocados en huesos de mayor calidad y tasas de éxito menores en implantes colocados en huesos de calidad más baja.¹⁶ Jaffin y Berman⁵⁶ relacionan huesos de densidad tipo IV con mayores fracasos en la integración de los implantes al estudiar el pronóstico de 1054 implantes colocados en humanos. Lindh et al⁵⁷ sugieren que el mayor índice de fracasos de implantes colocados en maxilar posterior, donde las corticales óseas son más finas y la medular más blanda, se debe a la insuficiente estabilidad primaria conseguida en la colocación de los mismos.

1. 3. 2. Sistemas de medición de la estabilidad primaria

Diferentes dispositivos y técnicas permiten cuantificar de forma objetiva la estabilidad de los implantes dentales: test de percusión (Periotest[®], Siemens AG, Bensheim, Alemania), análisis de frecuencia de resonancia y torque de inserción mediante motor de implantes o llave de

inserción dinamométrica. Aún así, hoy en día ninguno de estos métodos se considera el “gold standard” para medir la estabilidad de un implante en su momento de inserción o para realizar controles posteriores.⁵⁸

1. 3. 2. 1. Test de percusión

El procedimiento de medición Periotest® es electromecánico. Un punzón de accionamiento eléctrico y control electrónico percute sobre el implante un total de 16 veces. El punzón está dotado de un cabezal sensible a la presión, encargado de registrar el tiempo de contacto con el implante. Cuanto menos estabilidad primaria tenga el implante, tanto más largo es el tiempo de contacto y tanto mayor el valor Periotest®. Por el contrario, un implante firmemente asentado da lugar a tiempos de contacto cortos y valores Periotest® reducidos. Periotest® ha sido objeto de críticas por su poca sensibilidad y la influencia de distintas variables en la medición: la angulación de la pieza de mano, el punto de medición vertical en el pilar del implante y la distancia horizontal de la pieza de mano al implante.⁴⁶

1. 3. 2. 2. Análisis de frecuencia de resonancia

El estudio de la estabilidad de los implantes mediante análisis de frecuencia de resonancia esencialmente consiste en determinar la micromovilidad lateral del implante en su lecho óseo para cuantificar la firmeza del complejo implante-hueso de forma objetiva y no invasiva. La micromovilidad lateral es analizada al aplicar una fuerza de flexión extremadamente pequeña al implante mediante la vibración de un transductor atornillado al mismo y estimulado con impulsos magnéticos procedentes de un dispositivo electrónico. La frecuencia de resonancia en Khz es procesada por el dispositivo y expresada en valores numéricos. El sistema Osstell ISQ® (Osstell AB, Göteborg, Suecia) ordena estos valores en una escala denominada “Implant Stability Quotient” (ISQ) de rango 0-100, donde a mayor valor ISQ, mayor estabilidad del implante. El rango 0-60 ISQ indica una estabilidad baja. Cuando los valores quedan comprendidos entre 60 y 70 ISQ, la estabilidad es de grado medio. Valores mayores de 70 ISQ determinan una alta estabilidad del implante.

Diferentes estudios in vitro e in vivo han demostrado que el análisis de frecuencia de resonancia es un método preciso, objetivo y no invasivo para determinar la estabilidad del implante.^{59,60} Así mismo, el ISQ se ha convertido en una herramienta ampliamente utilizada

para monitorizar los cambios en la estabilidad de los implantes, discriminar entre implantes exitosos e implantes fracasados, determinar el pronóstico de los mismos y ayudar a tomar decisiones sobre los tiempos de carga.^{61, 62}

1. 3. 2. 3. Torque de inserción

El torque en implantología originalmente fue estudiado por Johansson y Strid⁶³ y posteriormente por Friberg et al⁶⁴ mediante la utilización de motores con la energía necesaria en J/mm^3 para cortar y perforar el tejido óseo durante la preparación del lecho implantológico. Esta energía está directamente relacionada con la densidad ósea del área de colocación de los implantes,⁶⁵ que a su vez influye significativamente en la estabilidad primaria de los mismos.

El torque de inserción de un implante, es decir, la fuerza rotacional necesaria para insertar un implante en el lecho óseo hasta alcanzar su posición final, puede determinarse mediante un medidor de torque incorporado en el motor implantológico o mediante una llave de inserción dinamométrica accionada manualmente. El torque de inserción se expresa en Ncm para representar indirectamente J/mm^3 .⁶⁶

El término "Bone Implant Contact" (BIC) hace referencia al porcentaje de superficie del implante que queda en íntimo contacto con las paredes óseas del lecho implantológico. El torque de inserción tiene una relación directa con el BIC, de tal forma que a mayor torque de inserción, mayor BIC y por consiguiente mayor estabilidad primaria del implante.⁶⁷

2. JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS DE TRABAJO

Las demandas actuales de los pacientes necesitados de tratamientos rehabilitadores implantológicos ponen en evidencia un interés creciente en recuperar la estética dental y la función masticatoria perdidas de forma predecible y a la vez con la mayor celeridad posible. El éxito en los procedimientos de carga inmediata radica importantemente en conseguir una adecuada estabilidad primaria de los implantes que garantice su inmovilidad y posterior oseointegración. Por esta razón es imprescindible realizar un diagnóstico implantológico exhaustivo y detallado y detectar los condicionantes de la estabilidad primaria inherentes al paciente. Dichos condicionantes principalmente corresponden a las características del hueso alveolar receptor en términos de volumen disponible y densidad ósea.

Considerando que la densidad ósea del área receptora de un implante afecta a la estabilidad primaria del mismo, esta relación ha sido motivo de estudio. Aunque se ha encontrado una asociación positiva, la evidencia científica que apoya esta relación es de débil a moderada debido a la calidad y gran diferencia metodológica de los estudios.⁶⁸ Teniendo en cuenta la existencia de una enorme cantidad de diseños macroscópicos y microscópicos de implantes, es razonable pensar que cada diseño debería tener asociado un valor predecible de estabilidad primaria en función de la densidad ósea de la zona de colocación del implante tras respetar el protocolo quirúrgico de fresado marcado por el fabricante. Conociendo un valor predecible de estabilidad primaria previamente a la cirugía de colocación de los implantes podríamos entender de forma más precisa el pronóstico de nuestros tratamientos implantológicos, tener una referencia que ayude a tomar decisiones en el plan de tratamiento y mejorar nuestro índice de éxito.

De acuerdo a lo descrito, nuestra hipótesis de trabajo es la siguiente: “los valores de estabilidad primaria de un implante con un diseño macroscópico determinado son proporcionales a la cantidad y densidad ósea del reborde alveolar edéntulo y por tanto predecibles previamente a la cirugía de colocación del mismo mediante un estudio radiológico CBCT”. En consecuencia, podemos afirmar que la hipótesis nula es la siguiente: “No existe la posibilidad de predecir la estabilidad de un implante con un diseño macroscópico concreto previamente a su colocación al no estar asociada a las características de dureza y disponibilidad del hueso receptor”.

3. OBJETIVOS

Los objetivos principales del estudio fueron establecer una relación estadísticamente significativa entre las características del hueso receptor y la estabilidad primaria de implantes dentales y así estudiar la posibilidad de predecir la estabilidad primaria mediante el análisis radiológico del reborde alveolar edéntulo previo a la colocación de los mismos:

1. Determinar la relación entre la densidad ósea medida en unidades Hounsfield y la estabilidad primaria medida mediante análisis de frecuencia de resonancia y torque de inserción.
2. Determinar la relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y la estabilidad primaria.

Los objetivos secundarios se enumeran a continuación:

3. Determinar la relación entre las características del implante en términos de anchura y longitud y la estabilidad primaria.
4. Determinar la relación entre el área anatómica de colocación del implante (zonas anteriores y posteriores maxilares y mandibulares) y la estabilidad primaria.
5. Determinar la relación entre los dos métodos principales de medición de la estabilidad primaria de implantes dentales: torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia.
6. Determinar la relación entre el área anatómica de colocación del implante y la densidad ósea.
7. Determinar la relación entre el área anatómica de colocación del implante y la anchura del reborde alveolar edéntulo.
8. Determinar la relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y su densidad ósea.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4. 1. MATERIAL

4. 1. 1. Material bibliográfico.

Se realizó una búsqueda exhaustiva de estudios de revisión sistemática y ensayos clínicos en la base de datos "Pubmed" y se seleccionaron artículos de revistas de alto impacto. Las palabras clave utilizadas fueron las siguientes: "hounsfield units", "bone density", "alveolar bone", "bone thickness", "implant design", "implant diameter", "implant length", "implant primary stability", "insertion torque" y "resonance frequency analysis".

4. 1. 2. Recursos humanos.

Este estudio clínico fue aprobado por el comité ético de la Universidad de León. Se reclutaron pacientes del Centro de Formación Continua del Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de León candidatos para rehabilitar tramos edéntulos mediante implantes dentales en maxilar y mandíbula y bajo aceptación de un consentimiento informado. Todas las cirugías fueron realizadas por diferentes clínicos. El cálculo muestral, para poder inferir nuestros resultados a la población diana, se realizó mediante la fórmula establecida al efecto por Martínez Gonzalez et al ⁶⁹ dando como resultado para nuestro estudio una n=160. Los criterios de inclusión y exclusión de los pacientes fueron los siguientes:

Criterios de inclusión

1. Pacientes adultos mayores de 18 años sanos.
2. Pacientes que precisen un tratamiento implantológico para reponer las piezas dentales perdidas.
3. Pacientes que acepten las condiciones del estudio, firmen un consentimiento informado y se comprometan a acudir a las citas.

Criterios de exclusión

1. Pacientes con enfermedades endocrino-metabólicas que puedan afectar al proceso de osteointegración.
2. Pacientes con procesos agudos o crónicos generales o locales.

3. Pacientes que sufran patologías que puedan verse influidas por la cirugía en sí o por los fármacos a utilizar intraoperatoriamente o postoperatoriamente.
4. Antecedentes de toma de bifosfonatos.
5. Pacientes alérgicos a la Amoxicilina y/o al Ibuprofeno.
6. Pacientes fumadores de más de 10 cigarrillos/día.
7. Necesidad de regularización del reborde alveolar.
8. Alveolos postextracción.
9. Implantes inmediatos.
10. Zonas regeneradas con biomateriales.
11. Estudios radiográficos de más de 3 meses de antigüedad.

4. 1. 3. Instrumental.

- Digluconato de clorhexidina al 0,2% Bexident®.
- Solución dérmica de povidona iodada Betadine®.
- Articaína 4% con epinefrina (1: 100.000).
- Seda trenzada de 4/0 Aragón®.
- Suero fisiológico Vitulia 0,9%.
- Férula radiológico-quirúrgica confeccionada expresamente para cada cirugía e individualizada para cada paciente.
- Kit quirúrgico básico: jeringa de anestesia, separador Farabeuf, portaagujas de Mayo, tijeras, mango de bisturí con hoja nº 15 y periostotomo.
- Caja quirúrgica BEGO Semados® S-Line (BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Bremen, Alemania).
- Llave dinamométrica BEGO Semados® con par de apriete 10-50 Ncm.
- Implantes BEGO Semados® S-Line de diferentes diámetros y longitudes. Las características macroscópicas de este diseño de implante son las siguientes: paredes paralelas y sección cónica en la zona apical y cervical, ápice redondeado y profundidad de rosca gradualmente decreciente hacia el hombro del implante.
- Micromotor de implantes XO® OSSEO (Sweden&Martina S. p. A., Padua, Italia).
- Osstell ISQ® (Osstell AB, Göteborg, Suecia).
- SmartPeg™ (Osstell AB, Göteborg, Suecia) tipo 26.

4. 1. 4. Material para el estudio por imagen.

A todos los pacientes se les realizó un CBCT (Carestream 9300; Carestream Health, Rochester, Nueva York) portando la férula radiológico-quirúrgica. La dosis de radiación fue de 591 mGy.cm² en pacientes de talla pequeña, 685 mGy.cm² en pacientes de talla mediana y 856 mGy.cm² en pacientes de talla grande. Se analizó la densidad ósea y anchura de los tramos edéntulos mediante el programa informático BTI Scan 3[®] (BTI Biottechnology Institute SL, Miñano, Álava).

4. 2. MÉTODO

4. 2. 1. Medición de la anchura del reborde alveolar edéntulo.

Se realizó una “cirugía electrónica” de cada implante colocado utilizando el programa informático BTI Scan 3°. Se buscó el corte transversal de la cresta ósea alveolar correspondiente al lugar de colocación del implante marcado por la férula radiológico-quirúrgica, y se colocó el implante elegido de la base de datos de implantes BTI sobre el corte transversal, con la inclinación adecuada. El implante seleccionado debía tener las mismas medidas de anchura y longitud que el implante BEGO Semados® S-Line a colocar. Posteriormente se trazaron 3 distancias perpendiculares al eje axial del implante (imagen 4A y 4C):

- **Distancia coronal de anchura de cresta alveolar:** inmediatamente inferior al cuello del implante, desde la cortical ósea vestibular hasta la cortical ósea lingual.
- **Distancia media de anchura de cresta alveolar:** Justo a la mitad del implante, desde la cortical ósea vestibular hasta la cortical ósea lingual.
- **Distancia apical de anchura de cresta alveolar:** Inmediatamente inferior al ápice del implante, desde la cortical ósea vestibular hasta la cortical ósea lingual.

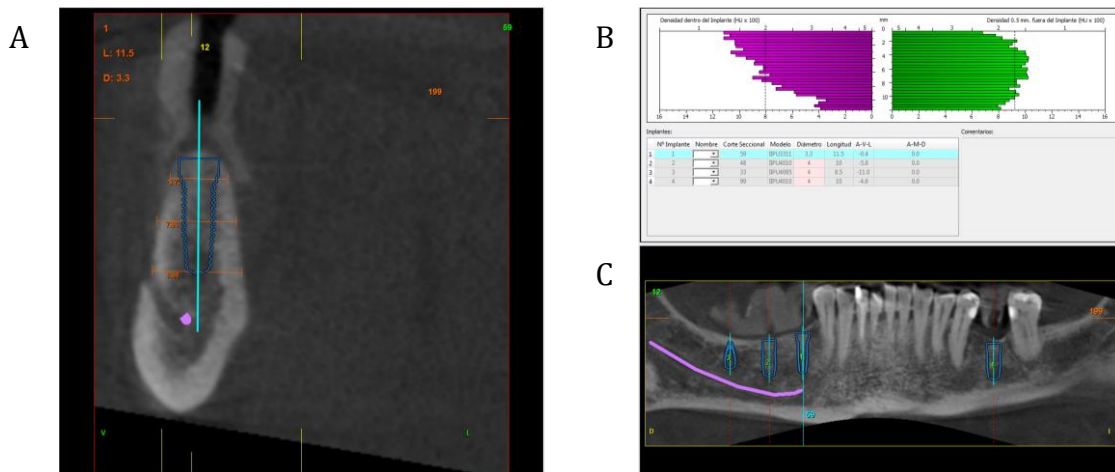


Imagen 4. “Cirugía electrónica” **A.** *Inclinación y posicionamiento adecuados del implante según la guía de la férula radiológico-quirúrgica, mediciones de anchura del reborde alveolar coronal, media y apical.* **B.** *Gráficas densitométricas del área interna del lugar de colocación del implante (morada) y a 0,5mm de la periferia del lugar de colocación del implante (verde).* **C.** *Corte panorámico de la mandíbula.*

4. 2. 2. Medición de la densidad ósea del reborde alveolar edéntulo.

Tras realizar la “cirugía electrónica” con el programa informático BTI Scan 3[®], se calcularon los valores densitométricos de las siguientes variables del estudio utilizando la herramienta de medición de unidades Hounsfield (imagen 4B):

- **Unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante:** Se utilizó la gráfica morada (izquierda) y se determinó un valor numérico utilizando la media (línea discontinua), cogiendo el valor inmediatamente anterior a dicha línea en la horizontal inferior (los valores de la gráfica van de 50 en 50 Unidades Hounsfield).

- **Tipo de hueso dentro del área de colocación del implante:** Se utilizó la línea discontinua de la gráfica morada y se determinó el tipo de hueso según la clasificación de Misch.

- **Unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante:** Se utilizó la gráfica verde (derecha) y se determinó un valor numérico utilizando la media (línea discontinua), cogiendo el valor inmediatamente anterior a dicha línea en la horizontal inferior.

- **Tipo de hueso a 0,5mm fuera del área de colocación del implante:** Se utilizó la línea discontinua de la gráfica verde y se determinó el tipo de hueso según la clasificación de Misch.

- **Unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante:** Se determinó el valor medio en unidades Hounsfield de los 3 primeros milímetros de la longitud del implante utilizando la gráfica morada.

- **Valor máximo de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante.**

- **Valor mínimo de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante.**

4. 2. 3. El acto quirúrgico.

Se siguió el mismo protocolo quirúrgico para la preparación del lecho implantológico y la colocación de todos los implantes del estudio (imagen 5). En todos los casos se realizaron las acciones descritas a continuación:

1. Se prescribió Amoxicilina / Ácido Clavulánico 875 / 125 mg como antibiótico profiláctico un día antes de la cirugía y 6 días después de la misma, cada 8 horas. Así mismo se prescribió Ibuprofeno 600 mg para el tratamiento de la inflamación y dolor postoperatorio, también cada 8 horas.
2. Todos los pacientes realizaron enjuagues con digluconato de clorhexidina al 0,2 % previos a la cirugía y durante una semana después.
3. Se preparó el campo quirúrgico con paños estériles y se aplicó povidona iodada en el área peribucal.
4. Se anestesió la zona de colocación del implante de forma locorregional con articaína al 4% con epinefrina (1: 100.000).
5. Se realizó una incisión mucoperióstica en el reborde alveolar edéntulo con una hoja de bisturí nº 15 y se levantó un colgajo a espesor total con un periostotomo para exponer el hueso alveolar.

6. Se utilizó la férula radiológico-quirúrgica para marcar a través de ella con la fresa piloto el punto de inicio del fresado determinado previamente con el CBCT. El fresado del lecho implantológico se realizó con un micromotor de implantes XO® OSSEO.
7. Se completó la secuencia de fresado marcada por el fabricante utilizando todas las fresas sin excepción hasta la longitud del implante seleccionado, incluyendo también la fresa de avellanado. Las velocidades de las fresas de profundidad y avellanado fueron de 800 rpm con irrigación de suero fisiológico estéril y la velocidad de la inserción del implante fue de 15 rpm.
8. Se insertaron los implantes haciendo uso del portaimplantes de la caja quirúrgica BEGO Semados® S-Line y la llave dinamométrica BEGO Semados® con par de apriete 10-50 Ncm, registrando el torque de inserción de cada implante.
9. Se registró la estabilidad primaria de todos los implantes mediante análisis de frecuencia de resonancia con el Osstell ISQ®.
10. Se atornillaron los tapones de cierre de los implantes y se procedió a la sutura de la herida con seda trenzada de 4/0 Aragón®.

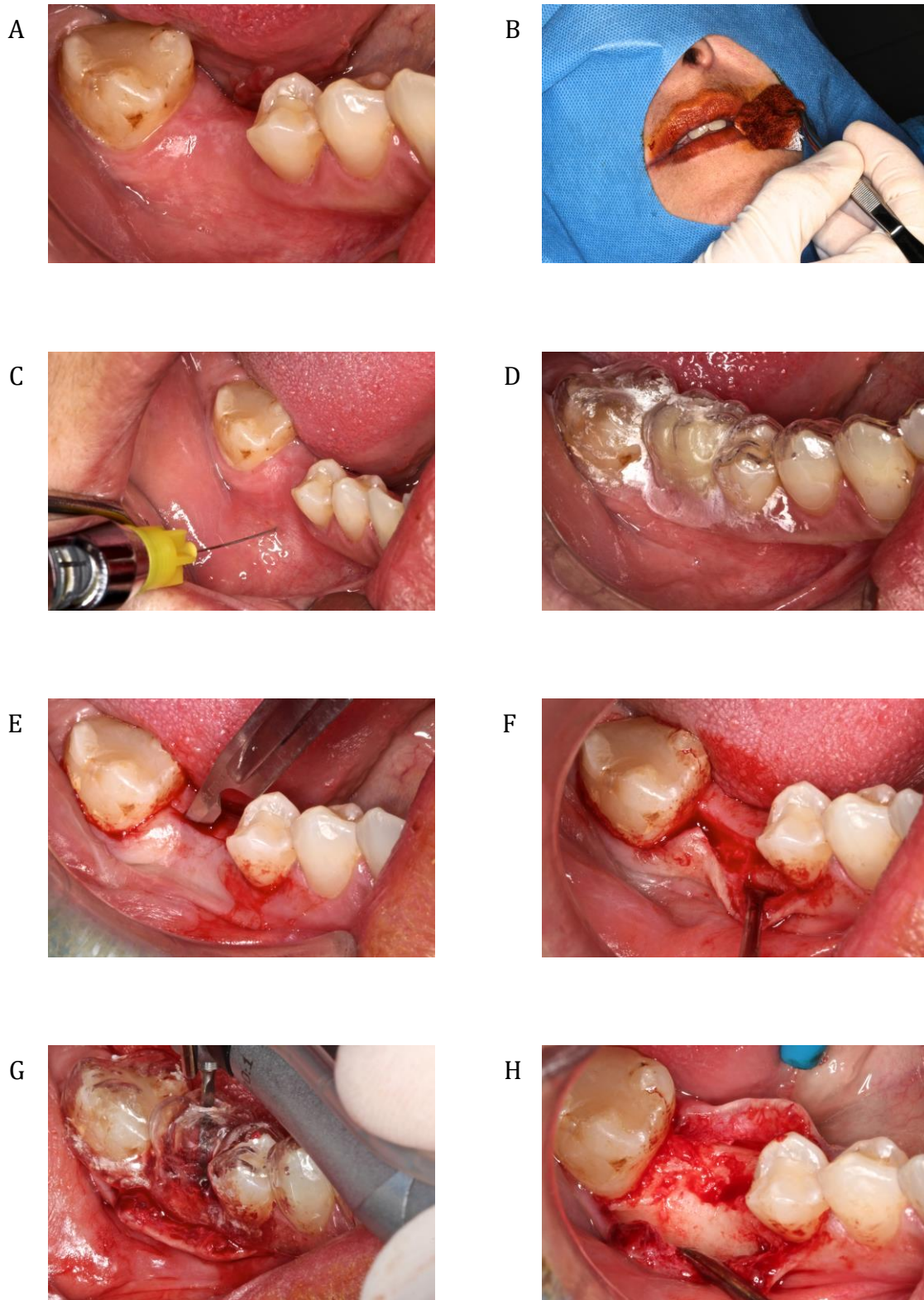
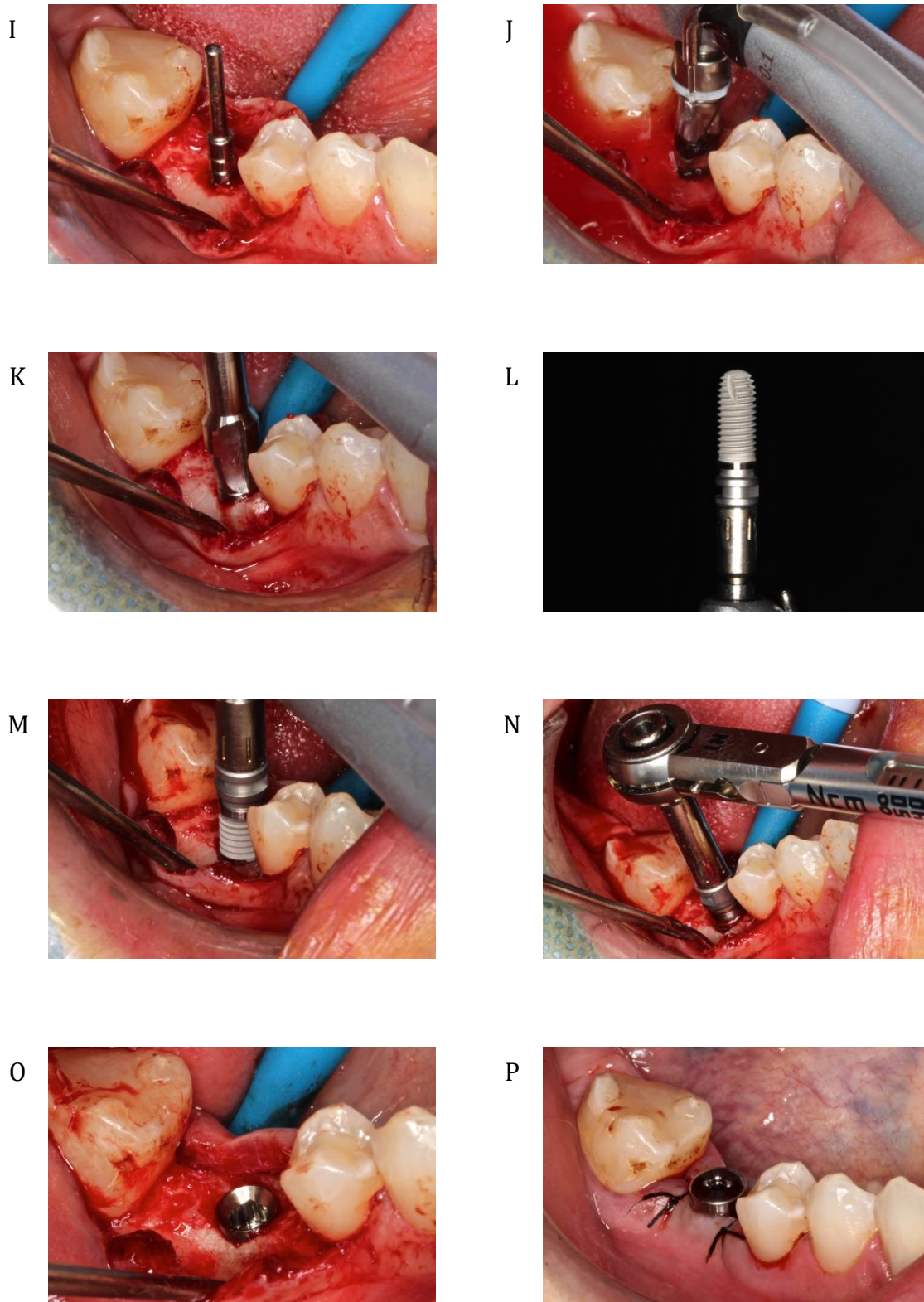


Imagen 5. Protocolo de la colocación de los implantes del estudio. **A.** Reborde alveolar edéntulo previo a la colocación de un implante. **B.** Preparación del campo quirúrgico. **C.** Inyección de anestesia locorregional. **D.** Colocación de la férula radiológico-quirúrgica para la realización del CBCT. **E.** Incisión con bisturí nº 15. **F.** Despegamiento mucoso a espesor total con un periostotomo. **G.** Fresado del hueso alveolar a través de la férula radiológico quirúrgica con la fresa piloto para marcar la posición del implante estudiada en el CBCT. **H.** Marca de la posición ideal del implante en la cresta alveolar.



I. Paralelizador colocado en el lecho implantológico para comprobar la inclinación del futuro implante. **J.** Fresado del lecho implantológico siguiendo la secuencia de fresas marcada por el fabricante e irrigación constante con suero salino estéril. **K.** Utilización de la fresa de avellanado. **L.** Implante BEGO Semados® S-Line de diámetro 4,1 mm y longitud 10 mm. **M.** Inserción a motor del implante. **N.** Continuación de la inserción del implante con la llave dinamométrica. **O.** Implante colocado en el reborde alveolar edéntulo. **P.** Sutura de la herida.

4. 2. 4. Medición de la estabilidad primaria del implante.

4. 2. 4. 1. Torque de inserción.

Se introdujeron los implantes con el motor marcado a 30 Ncm utilizando el portaimplantes de la caja quirúrgica BEGO Semados® S-Line. Cuando el motor se paraba a 30 Ncm se continuaba la inserción con la llave dinamométrica bloqueada a 30 Ncm y haciendo incrementos de 5 en 5 Ncm hasta completar la inserción. Una vez terminada la inserción se reducían 5 Ncm de la carraca y se comprobaba si cedía a ese valor, de ser así se asignaba este último valor a uno de los siguientes grupos:

- Torque de inserción <30 Ncm.
- Torque de inserción comprendido entre 30 y 50 Ncm.
- Torque de inserción >50 Ncm.

4. 2. 4. 2. Análisis de frecuencia de resonancia.

De forma inmediata a la colocación de los implantes se realizaron las mediciones de frecuencia de resonancia con el sistema Ostell ISQ® atornillando al implante el SmartPeg™ tipo 26. Se anotaron los valores numéricos de análisis de frecuencia de resonancia en la hoja de recogida de datos ordenándolos en las siguientes variables del estudio (imagen 6):

- **ISQ VP:** la medición de esta variable se realizó orientando el dispositivo en sentido vestibulolingual/palatino, perpendicular al transductor.
- **ISQ MD:** con orientación mesiodistal, también perpendicular al transductor.
- **Sumatorio ISQ:** Para determinar el valor de esta variable se realizó un sumatorio de los valores ISQ VP e ISQ MD para cada caso.

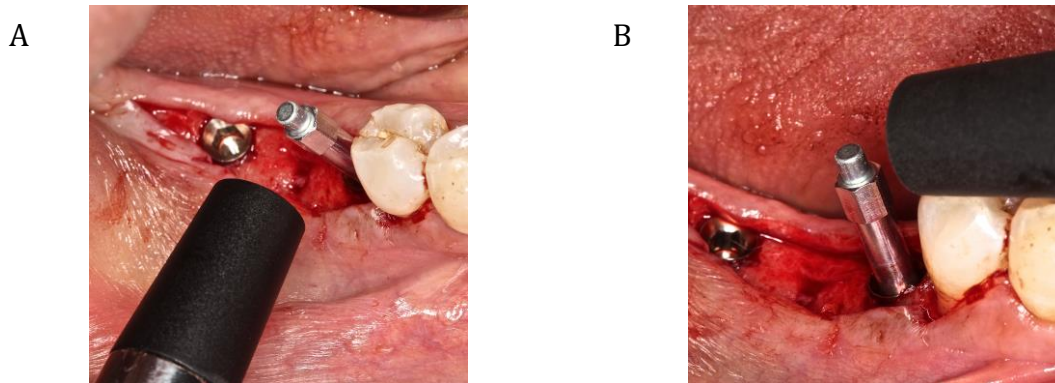


Imagen 6. Registro de los valores de estabilidad primaria mediante análisis de frecuencia de resonancia. **A.** Orientación del dispositivo en sentido vestibulolingual. **B.** Orientación del dispositivo en sentido mesiodistal.

4. 2. 5. Análisis estadístico.

Para el análisis estadístico se empleó el programa informático SPSS® (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics v 22.0 for Windows; Armonk. NY. USA). Las técnicas y test estadísticos empleados fueron:

- En variables cualitativas (nominales): distribución de frecuencia y porcentajes.
- En variables cuantitativas: : exploración de datos con gráfico Q-Q de ajuste a la normalidad, histograma, coeficientes de asimetría y curtosis/altura junto al Test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov y descripción con las herramientas habituales de centralidad (media, mediana) y variabilidad (desviación estándar, rango y amplitud intercuartil).
- Test MANOVA para la diferencia de medias de variables cuantitativas.
- Test Chi-cuadrado de independencia entre variables cuantitativas.
- Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman.
- Estimación del tamaño del efecto mediante R^2 .
- Modelos de regresión múltiple: lineal y logística.

El nivel de significación fijado fue el habitual 5% (significativo si $p < .05$) excepto en el test KS de bondad de ajuste donde se consideraron significativos solo los desvíos graves, es decir al 1% ($p < .01$). El cuadro 4 muestra el tamaño del efecto como referencia para entender la magnitud de los cambios observados en las variables que se miden debidos a la influencia (el efecto) de la variable que se manipula. Es un valor que se expresa en la escala *d de Cohen* (diferencia tipificada) o en escala *R-cuadrado* (varianza explicada).^{70, 71}

T. E. Pequeño			T. E. Moderado			T. E. Grande			T. E. Muy grande		
d	r	R ²	d	r	R ²	d	r	R ²	d	r	R ²
0	0	0%	0,400	0,196	3,8%	0,800	0,371	13,8%	1,200	0,514	26,5%
0,100	0,050	0,2%	0,500	0,243	5,9%	0,900	0,410	16,8%	1,300	0,545	29,7%
0,200	0,100	1,0%	0,600	0,287	8,3%	1,000	0,447	20,0%	1,400	0,573	32,9%
0,300	0,148	2,2%	0,630	0,300	9,0%	1,100	0,482	23,2%	1,500	0,600	36,0%
			0,700	0,330	10,9%	1,150	0,500	25,0%	>	>	>

Cuadro 4. Relación de *d* de cohen con valores de correlación *r* y de *R*² (varianza explicada).

5. RESULTADOS

5. 1. ANÁLISIS EXPLORATORIO Y DESCRIPTIVO

5. 1. 1. Descripción de la muestra

Se ha reunido una muestra de 160 implantes dentales colocados en 48 pacientes, casi equilibrados en cuanto al género (fig. 1): 84 implantes colocados en hombres (52.5%) y 76 colocados en mujeres (47.5%). La edad media de la muestra es de prácticamente 50 años (49.86; IC al 95%: 48.58 – 51.15) con desviación estándar de 8.24 años, dentro del rango de 31 a 64 años con mediana en 50.5 años (fig. 2). Las edades medias de hombres (50.68; IC: 48.72 – 52.64) y mujeres 48.96; IC: 47.31 – 50.61) son similares, aunque hay una ligera diferencia (de casi 2 años) que no alcanza significación estadística con $p > .05$ (tabla 1).

Figura 1: *Diagrama de sectores.* Composición de la muestra según GÉNERO.

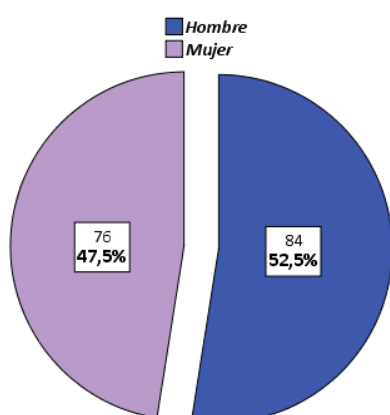
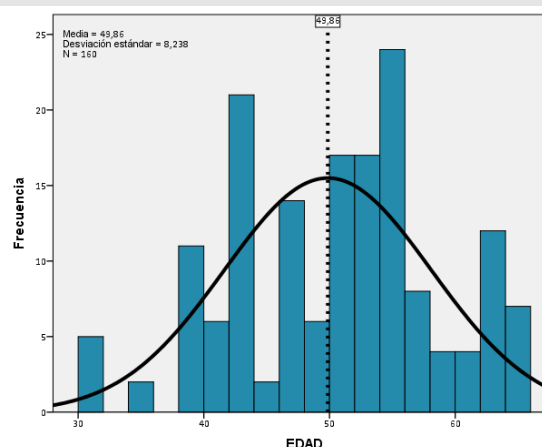


Figura 2: *Histograma.* Composición de la muestra según EDAD.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Cerca de los 2/3 de la muestra (63.7%; 102 de 160) son implantes colocados a personas fumadoras. Y se han observado más casos dentro del grupo de los hombres (73.8%) que del de las mujeres (52.6%), diferencia que resulta ser estadísticamente significativa ($p < .01$; tabla 1).

Al respecto de la zona de colocación del implante, una mitad aproximadamente de ellos fueron colocados en mandíbula posterior (51.2%), más en mujeres (60.5%) que en hombres (42.9%). De entre el resto lo más frecuente es que fueron colocados en la zona maxilar posterior (28.7%), algo más en hombres (33.3%) que en mujeres (23.7%). Estas diferencias entre géneros son estadísticamente significativas ($p < .01$; tabla 1).

Tabla 1. Descripción de la muestra. Comparación y significación en función del género.

VARIABLE		TOTAL 160 (100%)	HOMBRES 84 (52.5%)	MUJERES 76 (47.5%)	Test de significación	
EDAD	<i>Años: Media (d.e.)</i>	49.86 (8.24)	50.68 (9.04)	48.96 (7.20)	t=1.34 ^{NS}	.189
FUMADOR	Sí	63.7 % (102)	73.8 % (62)	52.6 % (40)	Chi ² =7.74**	.005
	No	36.3 % (58)	26.2 % (22)	47.4 % (36)		
ZONA	Maxilar Posterior	28.7 % (46)	33.3 % (28)	23.7 % (18)	Chi ² =13.03**	.005
	Maxilar Anterior	10.0 % (16)	16.7 % (14)	2.6 % (2)		
	Mandibular Posterior	51.2 % (82)	42.9 % (36)	60.5 % (46)		
	Mandibular Anterior	10.0 % (16)	7.1 % (6)	13.2 % (10)		

5. 1. 2. Descriptiva de los parámetros medidos

A continuación se ha realizado una exploración y descripción de las variables que se han medido de forma cuantitativa en estos 160 casos, con el objetivo principal de comprobar el ajuste a la normalidad estadística de los datos recogidos en nuestras variables.

Para la exploración se han empleado diagramas de caja en orden a detectar posibles valores *outliers* (fuera de rango sobre todo de tipo *far out*) que pudiesen ejercer algún efecto distorsionador sobre los valores promedio de las variables; así como los índices de asimetría y curtosis (altura de la curva) junto a gráficos Q-Q-normal y el Test de Kolmogorov-Smirnov para determinar el grado ajuste de las variables al modelo de la campana normal de Gauss. Para la posterior descripción de las variables, se han utilizado los clásicos estadísticos de centralidad (media, mediana) y variabilidad (desviación estándar, rango y amplitud intercuartil).

Las variables categóricas, se describen como es lógico en forma de frecuencias y porcentaje, acompañados de sus intervalos de confianza al 95%.

5. 1. 2. 1. Medidas del implante: diámetro y longitud

En estas dos variables no se han encontrado valores fuera de rango que sean destacables. Aunque los índices de asimetría y curtosis tienen valores dentro del rango de la normalidad

(tabla 2), el Test de bondad de ajuste de KS indica que la diferencia de nuestros datos con la campana de Gauss es significativa ($p < .001$) lo que por tanto nos deja dudas acerca de la normalidad de estas variables. Sin embargo, los valores de las medias y medianas respectivas son similares entre sí, indicativos de una buena simetría. Podemos afirmar que la medida de implante más utilizada en este estudio fue 3,75 (diámetro) x 10 (longitud).

Tabla 2: *Análisis exploratorio y descriptivo.* Medidas del implante.

Variable	Exploración: Forma			Centralidad		Rango (Mín. / Máx.)	Variabilidad	
	Asimetría	Curtosis	Test KS: p valor	Media	Mediana		Desviación estándar	Rango intercuartil
Diámetro	-0.19	-0.91	.000**	3.82	3.75	3.3 / 4.5	0.39	0.35
Longitud	-0.24	0.02	.000**	10.20	10.00	7.0 / 13.0	1.21	1.50

** = Desvío grave significativo ($p < .01$) la variable no se ajusta a la normalidad

5. 1. 2. 2. Anchura del reborde alveolar receptor

Las tres variables de este bloque (tabla 3) presentan (como las anteriores) valores de los índices de asimetría y curtosis dentro de los intervalos de la normalidad. Y en este caso, sus respectivos test KS de bondad de ajuste presentan valores con $p > .05$ que nos confirman que nuestros datos no se alejan significativamente de la campana de Gauss y por tanto nos permiten admitir la distribución normal de estas variables. No se han encontrado valores fuera de rango que sean anómalos.

Tabla 3: *Análisis exploratorio y descriptivo.* Anchura del reborde alveolar receptor.

Variable	Exploración: Forma			Centralidad		Rango (Mín. / Máx.)	Variabilidad	
	Asimetría	Curtosis	Test KS: p valor	Media	Mediana		Desviación estándar	Rango intercuartil
Anch. Coronal	0.93	1.20	.415 ^{NS}	6.88	6.70	4.5 / 12.0	1.47	2.00
Anch. Media	0.35	-0.40	.274 ^{NS}	9.46	9.20	5.8 / 14.9	1.96	2.80
Anch. Apical	0.33	0.26	.937 ^{NS}	11.17	11.00	6.1 / 18.7	2.24	3.12

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente

5. 1. 2. 3. Densidad ósea del reborde alveolar receptor

En este bloque tampoco se han encontrado valores *outliers far out* que puedan ser distorsionadores. Los índices de asimetría y curtosis (tabla 4) de nuevo se encuentran dentro

de los márgenes de la normalidad, cuestión que se ve confirmada por la falta de significación ($p > .05$) en los test de bondad de ajuste. Por tanto se concluye que estas variables se distribuyen normalmente.

Tabla 4: *Análisis exploratorio y descriptivo.* Densidad ósea del reborde alveolar receptor.

Variable	Exploración: Forma			Centralidad		Rango (Mín. / Máx.)	Variabilidad	
	Asimetría	Curtosis	Test KS: p valor	Media	Mediana		Desviación estándar	Rango intercuartil
HU dentro	0.07	-0.58	.506 ^{NS}	755.94	750.00	100 / 1400	286.56	437.50
HU 0.5mm fuera	0.02	-0.48	.739 ^{NS}	876.88	850.00	250 / 1550	288.61	400.00
HU 3mm coronales dentro	0.01	-0.38	.903 ^{NS}	760.16	761.81	55.55 / 1600	308.67	470.31
Val. máximo HU 3mm coronales	-0.21	-0.52	.363 ^{NS}	988.31	1000.00	150 / 1600	336.88	500.00
Val. mínimo HU 3mm coronales	0.26	-0.01	.571 ^{NS}	587.19	600.00	0 / 1600	295.04	450.00

NS = Desvío no significativo ($p > .05$) la variable se distribuye normalmente

En función de lo anterior y cuanto al tipo de hueso dentro del área de colocación del implante (tabla 5) justo la mitad (50%) son D3 y frente a ellos, un 41% son más densos con D2 sobre todo (35.6%). Por su parte en el tipo de hueso 0,5mm fuera del área de colocación del implante (tabla 5) cerca de la mitad son D2 (44.4%) frente a un 38.8% que son menos densos con D3. Tanto en una como en otra variable, los valores extremos D1 y D4 son menos frecuentes (entre un 4.4% y un 12.5%).

Tabla 5: *Análisis descriptivo.* Densidad ósea del reborde alveolar receptor: tipo de hueso según Misch

VARIABLE		TOTAL 100% (160)	IC 95%: Lim. Inf.	IC 95%: Lim. Sup.
TIPO HUESO DENTRO	D1	5.6 % (9)	2.6 %	10.4 %
	D2	35.6 % (57)	28.2 %	43.6 %
	D3	50.0 % (80)	42.0 %	58.0 %
	D4	8.8 % (14)	4.9 %	14.2 %
TIPO HUESO 0,5mm FUERA	D1	12.5 % (20)	7.8 %	18.6 %
	D2	44.4 % (71)	36.5 %	52.4 %
	D3	38.8 % (62)	31.2 %	46.8 %
	D4	4.4 % (7)	1.8 %	8.8 %

5. 1. 2. 4. Estabilidad primaria del implante

Una vez más no se han encontrado valores fuera de rango que sean potenciales distorsionadores de los promedios de las variables. Lo que sí que se aprecia (tabla 6) es una cierta asimetría negativa, en todas las variables ISQ, es decir con mayor presencia de valores en la parte superior del continuo (más altos). Esto, junto a alturas superiores a la normal en la parte central de la distribución, producen que el Test KS de bondad de ajuste determine que la diferencia con respecto al modelo de la normal es estadísticamente significativa ($p < .01$). En consecuencia debemos de concluir que estas variables no se distribuyen normalmente. Sin embargo, la diferencia entre sus respectivas medias y medianas son escasas, por lo que no parece que sea un problema grave.

Tabla 6: *Análisis exploratorio y descriptivo.* Estabilidad primaria del implante: ISQ.

Variable	Exploración: Forma			Centralidad		Rango (Mín. / Máx.)	Variabilidad	
	Asimetría	Curtosis	Test KS: p valor	Media	Mediana		Desviación estándar	Rango intercuartil
ISQ VP	-1.10	0.88	.001**	79.54	81.00	58 / 89	6.52	9.00
ISQ MD	-1.14	1.34	.002**	81.11	82.00	61 / 91	5.40	6.00
Sumat. ISQ	-1.18	1.15	.002**	160.64	163.00	121 / 177	11.48	14.75

** = Desvío grave significativo ($p < .01$) la variable no se ajusta a la normalidad

Finalmente al respecto del torque de inserción (tabla 7) la mayoría de los casos están en la categoría >50 Ncm (65.5%) seguida de las de valores <30 Ncm (25.6%), quedando la categoría central como la menos representada (por debajo del 14%).

Tabla 7: *Análisis descriptivo.* Estabilidad primaria del implante: torque de inserción.

VARIABLE		TOTAL	IC 95%: Lim. Inf.	IC 95%: Lim. Sup.
		100% (160)		
TORQUE DE INSERCIÓN	<30 Ncm	25.6 % (41)	19.1 %	33.1 %
	30-50 Ncm	13.8 % (22)	8.8 %	20.1 %
	>50 Ncm	60.6 % (97)	52.6 %	68.2 %

Como conclusión de la parte descriptiva, en lo que a las variables cuantitativas se refiere: 8 de las 13, se distribuyen normalmente, a las que se pueden sumar otras 2 (las primeras) en las que aunque el test KS determina significación ello se puede deber al N, puesto que los índices de asimetría y curtosis están dentro de la normalidad. Solamente las 3 últimas (ISQ) no se distribuyen normalmente debido sobre todo a sus asimetrías negativas (mayor presencia de

valores altos en la escala de medida), si bien es cierto que no son asimetrías demasiado elevadas según se deduce de la escasa diferencia entre los valores de media y mediana (entre sí) de estas tres variables.

En consecuencia creemos que lo comentado, unido al suficiente tamaño de muestra, nos permite la utilización de procedimientos estadísticos paramétricos para los análisis estadísticos destinados a la verificación de los objetivos de la presente investigación, dada su mayor potencia estadística frente a los métodos no-paramétricos.

5. 2. ANÁLISIS INFERENCIAL

Esta parte del análisis está destinada a dar respuesta a los objetivos planteados en este estudio siguiendo el orden planteado en el apartado “objetivos”.

Cuando se cruza una variable categórica con una variable cuantitativa se han utilizado test de contraste de diferencia de medias (paramétrico), en concreto el MANOVA (análisis de varianza multivariante) de un factor de efectos fijos, seguido de sus test de contrastes por pares a posteriori (Test de Tukey). Se acompaña este método con la estimación del tamaño del efecto mediante R^2 .

Cuando se cruzan dos variables cuantitativas entre sí, se han empleado diagramas de dispersión para descartar posibles relaciones diferentes de la lineal; y como estadístico el coeficiente de correlación de Pearson (paramétrico) para calcular la intensidad de la correlación. De nuevo, el tamaño del efecto se ha calculado con R^2 .

Y cuando se han cruzado dos variables categóricas entre sí, se ha empleado el conocido Test Chi-cuadrado de independencia que a pesar de ser un método no-paramétrico es el único que existe para el cruce de este tipo de variables. En este caso, la posibilidad de ordenar las categorías nos ha permitido estimar el tamaño del efecto con ρ^2 , (Spearman) de interpretación equivalente a R^2 .

Tras el estudio univariante de cada factor variable independiente (VI) sobre las variables dependientes (VD) de la estabilidad del implante, cuando ha sido posible se ha tratado de ver de forma multivariante que factor tiene mayor peso, con el objetivo de tratar de predecir valores en las VD.

5. 2. 1. Efecto de la densidad ósea del reborde alveolar receptor sobre la estabilidad primaria del implante

5. 2. 1. 1. Efecto de las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

Los diagramas de dispersión (fig. 3 a 5) nos muestran la posible existencia de relaciones lineales directas entre las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante y las tres variables ISQ. Los coeficientes que hemos obtenido (tabla 8) son todos estadísticamente significativos confirmando esta impresión visual. La asociación es más intensa en el caso de la variable ISQ MD ($p < .01$) y como consecuencia en el Sumatorio de ISQ ($p < .01$) con efectos que están entre el 5% y el 10% aproximadamente (efectos moderados-leves). Mientras que en el caso de ISQ VP la intensidad es menor (efecto alrededor de un 3-5%) aunque mantiene la significación estadística ($p < .05$). En todas las relaciones, el sentido es directo. Por tanto tenemos evidencias estadísticas que señalan una cierta tendencia según la cual, los mayores valores de unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante se corresponden con valores más alto en las variables ISQ.

Tabla 8: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación. Efecto de HU dentro sobre los valores ISQ.

Variables	HU dentro			HU dentro		
	Pearson <i>n</i>	<i>R</i> ²	<i>P</i> -Sig.	Spearman	ρ^2	<i>P</i> -Sig.
ISQ VP	.230	.053	.002**	.155	.024	.025 *
ISQ MD	.327	.107	.000**	.292	.085	.000**
Sumat. ISQ	.284	.081	.000**	.226	.051	.002**

* = Significativo al 5% ($p < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 3: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ VP y HU dentro.

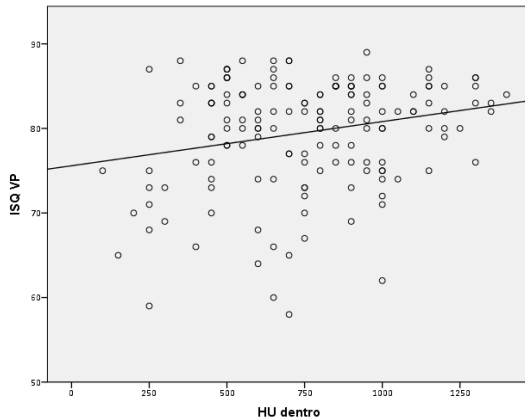
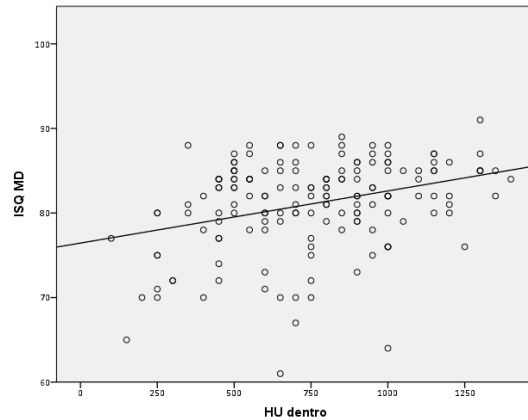
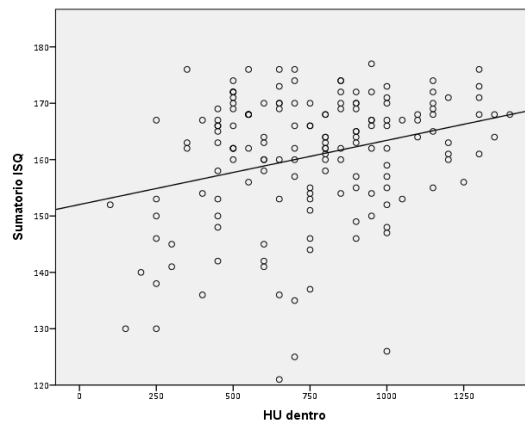


Figura 4: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ MD y HU dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 5: Diagrama de dispersión. Asociación entre Sumatorio de ISQ y HU dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 2. Efecto de las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

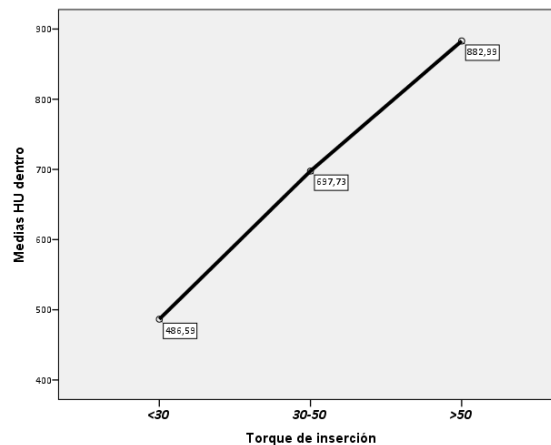
Los resultados que hemos obtenido (tabla 9 y fig. 6) nos presentan de forma bastante clara una relación tal que el torque de inserción es más alto cuanto más altos son los valores de unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante. Asociación que resulta ser altamente significativa ($p < .001$) y que se corresponde con un tamaño del efecto grande (35.3%). Además los Test de Tukey confirman que las diferencias son significativas cuando se comparan los grupos por pares.

Tabla 9: Análisis Inferencial: Diferencia de medias. Efecto de HU dentro sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
HU dentro	486.59 (213.02)	697.73 (210.15)	882.99 (243.66)	42.91**	.000	.353

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 6: Diagrama de medias. Asociación entre HU dentro y el Torque de inserción.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 3. Efecto del tipo de hueso dentro del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

En este contraste (tabla 10) se observa que existen diferencias que son altamente significativas (p<.001) entre los valores medios de las tres variables ISQ según las categorías establecidas en el tipo de hueso dentro. Los tamaños del efecto son sólidos y van desde el 8.6% (moderado) en ISQ VP hasta el 14.3% (alto) en ISQ MD. En todas las variables se ha encontrado que la relación es tal que cuanto mayor es la densidad (desde D4 a D1) más altos son los valores en ISQ.

Tabla 10: Análisis Inferencial: Diferencia de medias. Efecto del Tipo de hueso dentro, sobre los valores ISQ.

Variables	D1 (9)	D2 (57)	D3 (80)	D4 (14)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
ISQ VP	82.78 (3.19)	80.63 (5.31)	79.35 (6.77)	74.07 (8.28)	4.92**	.003	.086
ISQ MD	84.44 (4.00)	82.44 (4.46)	80.77 (5.36)	75.43 (5.98)	8.65**	.000	.143
Sumat. ISQ	167.22 (6.14)	163.07 (9.28)	160.13 (11.74)	149.50 (13.74)	7.00**	.000	.119

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 7: Diagrama de medias. Valores ISQ VP en función del Tipo de hueso dentro.

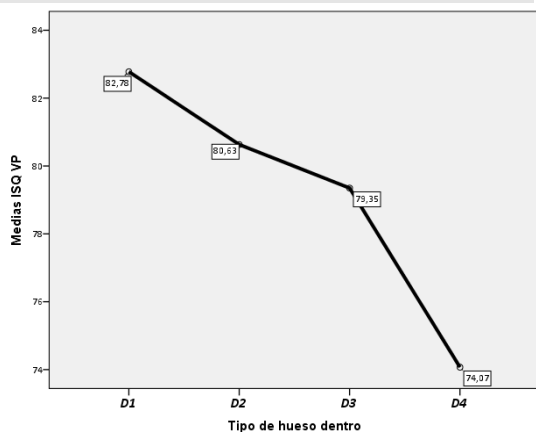
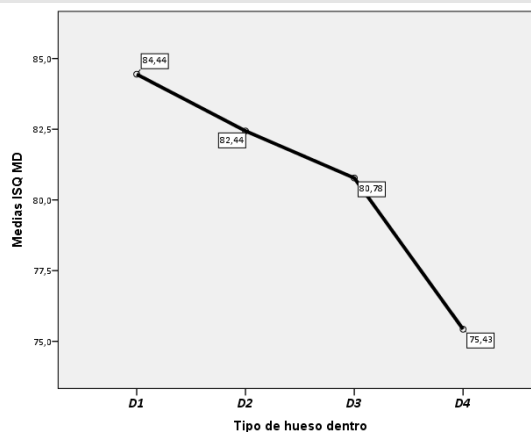
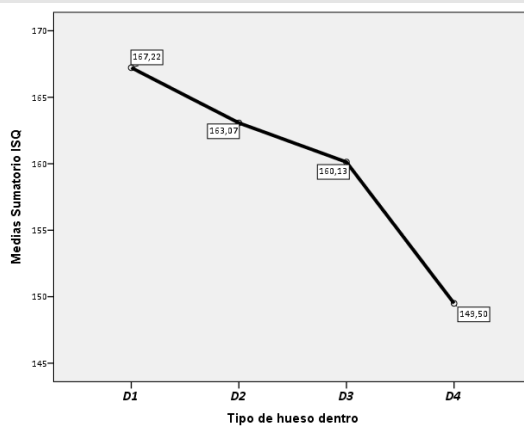


Figura 8: Diagrama de medias. Valores ISQ MD en función del Tipo de hueso dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 9: Diagrama de medias. Valores de Sumatorio ISQ en función del Tipo de hueso dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 4. Efecto del tipo de hueso dentro del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

El cruce de estas dos variables (tabla 11) nos indica la existencia de una alta significación ($p < .001$) que las relaciona con un tamaño del efecto grande (28.9%) y de manera tal que se observan más casos de torque >50 Ncm en los huesos tipo D1 y D2 (por encima del 87%) en tanto que en D3 aunque existen bastantes torques >50 Ncm se han incrementado muy notablemente los torque <30 Ncm, para ya en D4 ser claramente muchos más (93%) los torques <30 Ncm.

Tabla 11: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.

Efecto del Tipo de hueso dentro del área de colocación del implante sobre el Torque de inserción.

Variable		D1 (9)	D2 (57)	D3 (80)	D4 (14)	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
						Valor	P valor	
Torque	<30 Ncm	0 % (0)	5.3 % (3)	31.3 % (25)	92.9 % (13)	61.30**	.000	.289
	30-50 Ncm	11.1 % (1)	7.0 % (4)	21.3 % (17)	0 % (0)			
	>50 Ncm	88.9 % (8)	87.7 % (50)	47.5 % (38)	7.1 % (1)			

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

5. 2. 1. 5. Efecto de las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

Como en anterior punto 2. 1. 1., los diagramas de dispersión (fig. 10 a 12) nos presentan la posible existencia de relaciones lineales directas entre las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante y las tres variables ISQ. Los coeficientes de correlación calculados (tabla 12) son altamente significativos ($p < .01$ e incluso $p < .001$) confirmando esta impresión gráfica. La intensidad de la relación es mayor en ISQ MD y como consecuencia en el Sumatorio de ISQ y con efectos moderados/altos que están entre el 12% y el 19%. Mientras que en ISQ VP la intensidad es algo menor, pero aún con efecto moderado. En todas las relaciones, el sentido es directo. En consecuencia se han encontrado evidencias estadísticas que señalan una tendencia según la cual, los mayores valores de unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante se corresponden con valores más altos en las variables ISQ.

Tabla 12: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación. Efecto de HU 0.5mm fuera sobre los valores ISQ.

Variables	HU 0.5mm fuera			HU 0.5mm fuera		
	Pearson	R ²	P-Sig.	Spearman	ρ^2	P-Sig.
ISQ VP	.309	.095	.000**	.244	.059	.001**
ISQ MD	.432	.187	.000**	.417	.174	.000**
Sumat. ISQ	.379	.144	.000**	.341	.116	.000**

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 10: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ VP y HU 0.5mm fuera.

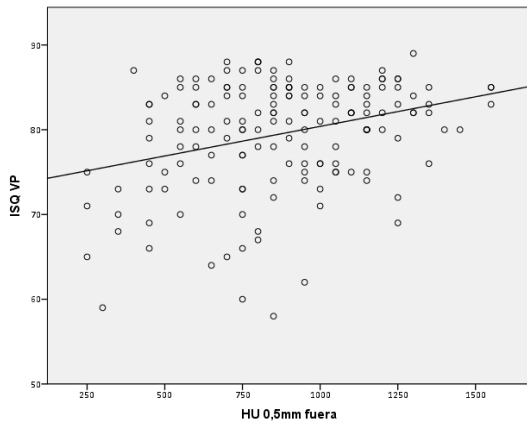
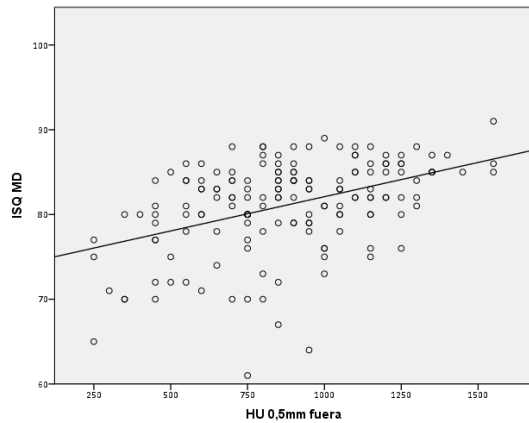
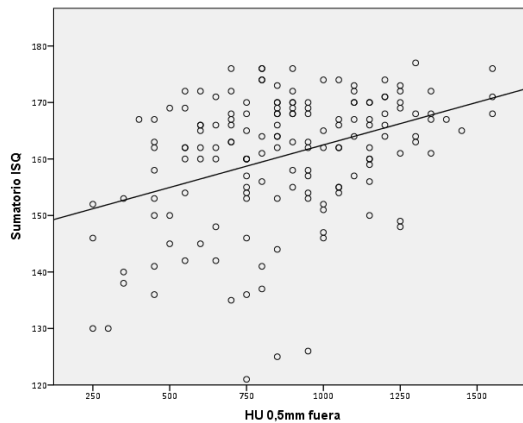


Figura 11: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ MD y HU 0.5mm fuera.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 12: Diagrama de dispersión. Asociación entre Sumatorio de ISQ y HU 0.5mm fuera.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

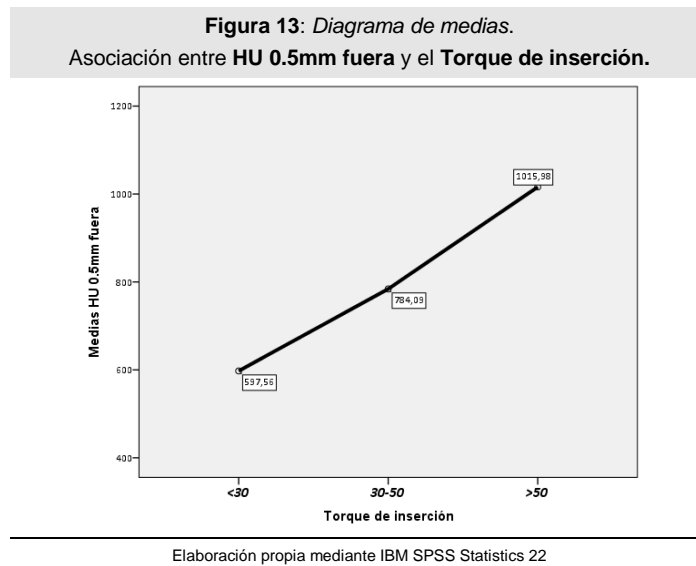
5. 2. 1. 6. Efecto de las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

Se ha encontrado (tabla 13) que existen diferencias altamente significativas ($p < .001$) y con tamaño del efecto muy grande (casi del 40%) que nos permite concluir que el valor del torque de inserción es más alto, cuanto mayor es el valor de HU 0.5mm fuera. Además los Test de Tukey confirman que todas las diferencias son significativas cuando se comparan los grupos por pares.

Tabla 13: Análisis Inferencial: Diferencia de medias. Efecto de HU 0.5mm fuera sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
HU 0.5mm fuera	597.56 (201.85)	784.09 (202.59)	1015.98 (239.09)	51.80**	.000	.398

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)



5. 2. 1. 7. Efecto del tipo de hueso a 0,5mm fuera del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

En estos cruces nuestros datos (tabla 14) nos informan de que existen diferencias que son altamente significativas ($p < .001$) en las tres variables ISQ en función del tipo de hueso a 0.5mm fuera del área de colocación del implante, siendo los tamaños del efecto elevados

(entre un 15% y un 20%). Se observa que la significación se debe fundamentalmente al descenso marcado en los valores ISQ en los huesos de tipo D4, dentro de una tendencia en la que se van reduciendo (los ISQ) cuanto menos denso es el hueso.

Tabla 14: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.
Efecto del Tipo de hueso 0.5mm fuera, sobre los valores ISQ.

Variables	D1 (20)	D2 (71)	D3 (62)	D4 (7)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
ISQ VP	81.80 (4.84)	80.54 (5.53)	78.89 (6.99)	68.71 (5.38)	9.23**	.000	.151
ISQ MD	84.65 (3.23)	82.06 (4.71)	79.84 (5.44)	72.57 (5.06)	12.95**	.000	.199
Sumat. ISQ	166.45 (7.54)	162.59 (9.80)	158.73 (12.02)	141.29 (6.50)	11.50**	.000	.181

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 14: Diagrama de medias. Valores ISQ VP en función del Tipo de hueso 0.5mm fuera.

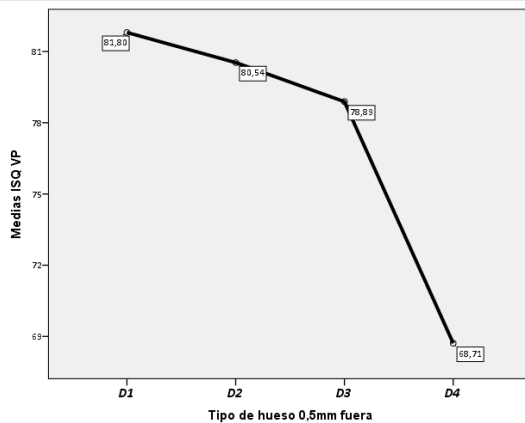
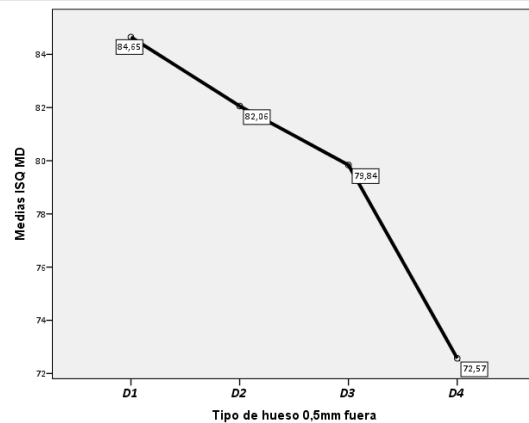
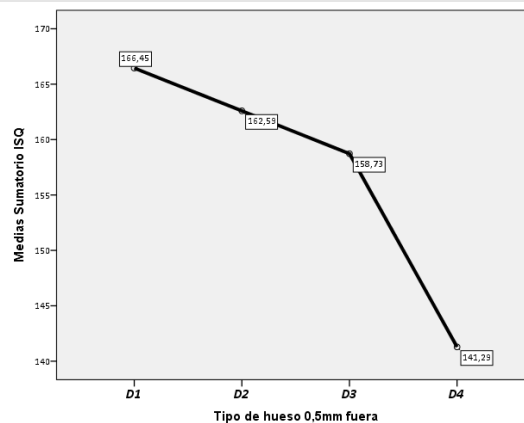


Figura 15: Diagrama de medias. Valores ISQ MD en función del Tipo de hueso 0.5mm fuera.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 16: Diagrama de medias. Valores de Sumatorio ISQ en función del Tipo de hueso 0.5mm fuera.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 8. Efecto del tipo de hueso a 0,5mm fuera del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

En el estudio de esta relación (tabla 15) hemos encontrado que los datos nos permiten admitir la existencia de una relación altamente significativa ($p < .001$) que se corresponde con un tamaño del efecto grande (33.1%). La asociación es tal que existen más casos de torque >50 Ncm en los huesos tipo D1 (100%) y tipo D2 (77.5%) mientras que en D3 ya aparecen más piezas con torque <30 Ncm (45.2%) y en especial en D4 (100%).

Tabla 15: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.
Efecto del Tipo de hueso 0.5mm fuera, sobre el Torque de inserción.

Variable		D1 (209)	D2 (71)	D3 (62)	D4 (7)	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
						Valor	P valor	
Torque	<30 Ncm	0 % (--)	8.5 % (6)	45.2 % (28)	100 % (7)			
	30-50 Ncm	0 % (--)	14.1 % (10)	19.4 % (12)	0 % (--)	91.92**	.000	.331
	>50 Ncm	100 % (20)	77.5 % (55)	35.5 % (22)	0 % (--)			

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

5. 2. 1. 9. Efecto de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre los valores ISQ.

De nuevo los diagramas de dispersión (figs. 17 a 19) indican la posible existencia de una relación lineal directa entre esta variable de unidades Hounsfield y las tres variables ISQ. Los coeficientes de correlación obtenidos (tabla 16) confirman este hecho puesto que se obtienen valores altamente significativos ($p < .001$) y con valores de signo positivo que confirman el sentido directo de la asociación. Los tamaños del efecto son moderados, entre un 8% y un 16%, siendo más altos en el caso de la relación con la variable ISQ MD.

Tabla 16: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.
Efecto de HU 3mm coronales dentro sobre los valores ISQ.

Variables	HU 3mm coronales dentro			HU 3mm coronales dentro		
	Pearson	R^2	P-Sig.	Spearman	ρ^2	P-Sig.
ISQ VP	.286	.082	.000**	.277	.077	.000**
ISQ MD	.369	.136	.000**	.402	.162	.000**
Sumat. ISQ	.336	.113	.000**	.349	.122	.000**

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 17: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ VP y HU 3mm coronales dentro.

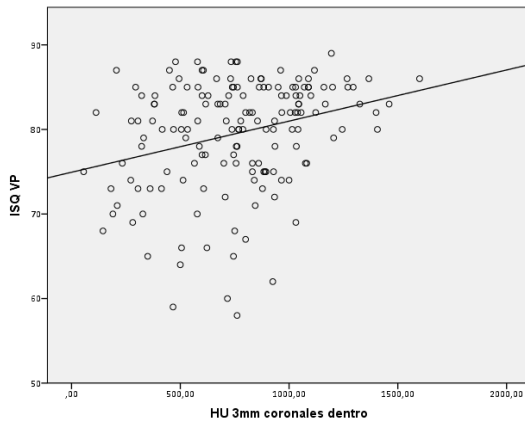
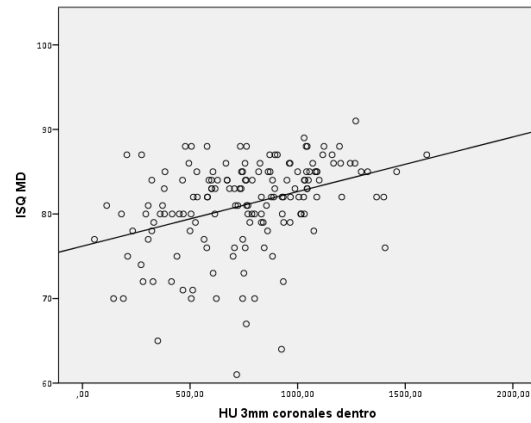
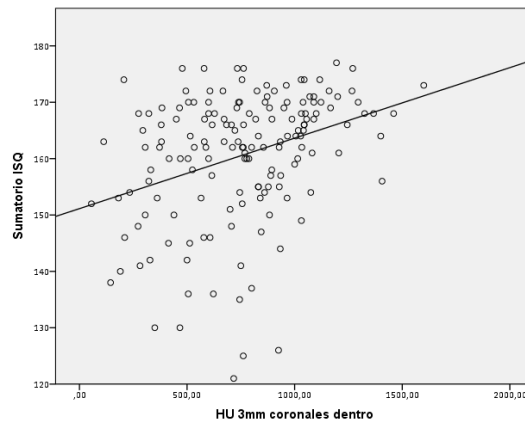


Figura 18: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ MD y HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 19: Diagrama de dispersión. Asociación entre Sumatorio de ISQ y HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 10. Efecto de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

Los resultados de este análisis (tabla 17) indican que existe un efecto altamente significativo ($p < .001$) de tamaño elevado (23.3%) que según nuestros datos asocia valores más altos en esta variable de unidades Hounsfield con valores más altos en el torque de inserción. Los test a posteriori de Tukey, establecen que la significación aparece sobre todo porque la media en la categoría torque < 30 Ncm es mucho (y significativamente) menor que las otras dos medias (que entre sí no llegan a la significación: $p > .05$).

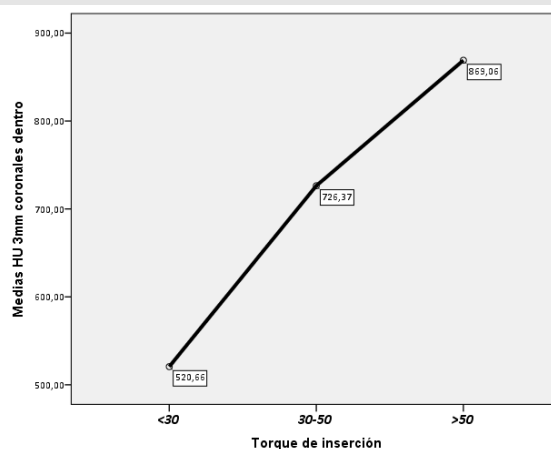
Tabla 17: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto de HU 3mm coronales dentro sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
HU 3mm coronales dentro	520.66 (246.61)	726.37 (216.66)	869.06 (292.33)	23.82**	.000	.233

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 20: Diagrama de medias. Asociación entre HU 3mm coronales dentro y el Torque de inserción.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 11. Efecto del valor máximo de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

Una vez más y tal y como se viene observando los diagramas de dispersión (figs. 21 a 23) nos hacen pensar en la posible existencia de una correlación lineal directa entre esta variable del valor máximo de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante con las tres variables ISQ. Los coeficientes obtenidos (tabla 18) confirman esta cuestión siendo altamente significativos (p<.001) e indicativos de una relación de sentido directo. Los tamaños del efecto son moderados-altos, entre un 9% y un 16%, siendo mayores en la relación con ISQ MD.

Tabla 18: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.

Efecto del valor máximo HU 3mm coronales dentro sobre los valores ISQ.

Variables	Valor máximo de HU 3mm coronales dentro			Valor máximo de HU 3mm coronales dentro		
	Pearson	R ²	P-Sig.	Spearman	ρ ²	P-Sig.
ISQ VP	.302	.091	.000**	.284	.081	.000**
ISQ MD	.378	.143	.000**	.400	.160	.000**
Sumat. ISQ	.349	.122	.000**	.347	.120	.000**

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 21: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ VP y valor máximo HU 3mm coronales dentro.

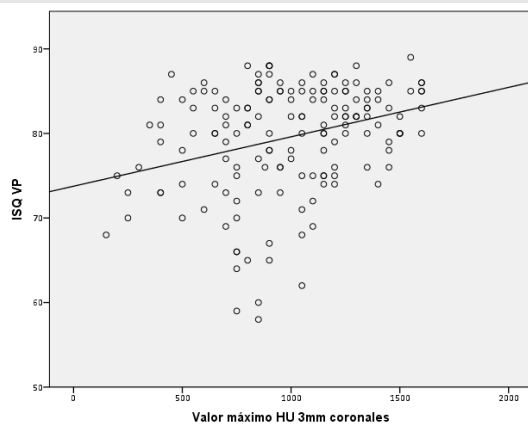
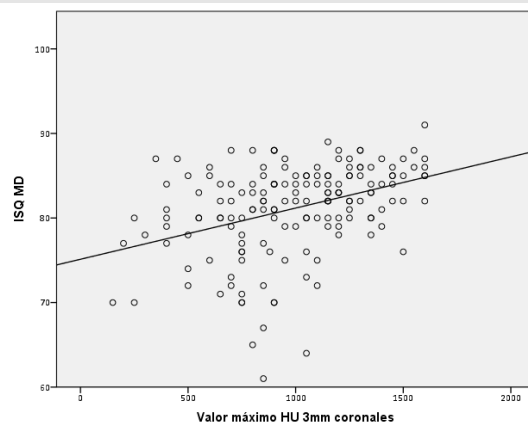
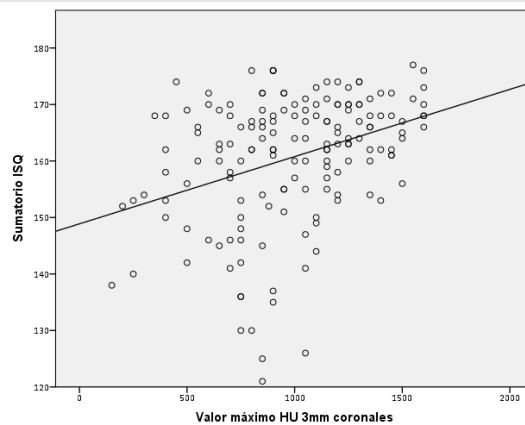


Figura 22: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ MD y valor máximo HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 23: Diagrama de dispersión. Asociación entre Sumatorio de ISQ y valor máximo HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 12. Efecto del valor máximo de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

Nuestros datos nos indican (tabla 19) la existencia de un efecto altamente significativo ($p < .001$) de tamaño elevado (15.4%) que asocia valores más altos en esta variable de unidades Hounsfield con valores más altos en el torque de inserción. Los test a posteriori de Tukey en este caso indican que todas las diferencias entre pares son estadísticamente significativas.

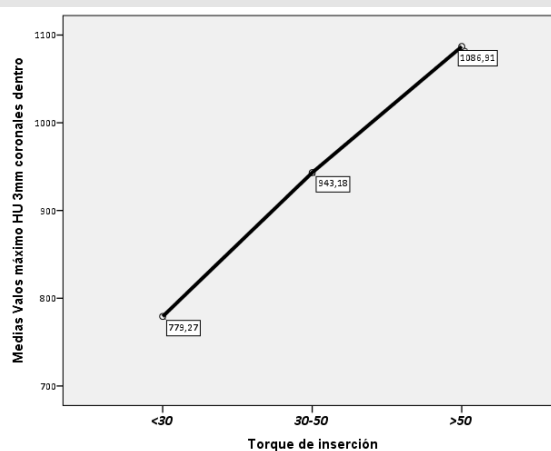
Tabla 19: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto del valor máximo HU 3mm coronales dentro sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R^2
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Valor máximo HU 3mm coronal dentro	779.27 (332.41)	943.18 (277.01)	1086.31 (336.88)	14.29**	.000	.154

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 24: Diagrama de medias. Asociación entre Valor máximo HU 3mm coronales dentro y el Torque de inserción.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 13. Efecto del valor mínimo de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre los valores ISQ

En la línea de todos estos últimos análisis los diagramas de dispersión (fig. 25 a 27) indican la posible existencia de una relación lineal directa entre estas variables. Impresión visual que se confirma cuando obtenemos valores de correlación que son altamente significativos (al menos

para $p < .01$) y positivos, aunque su intensidad corresponde a tamaños del efecto algo menores que los inmediatamente anteriores estudiados.

Tabla 20: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.

Efecto del valor máximo HU 3mm coronales dentro sobre los valores ISQ.

Variables	Valor mínimo HU 3mm coronales dentro			Valor mínimo HU 3mm coronales dentro		
	Pearson	R^2	P-Sig.	Spearman	ρ^2	P-Sig.
ISQ VP	.244	.059	.003**	.215	.046	.003**
ISQ MD	.294	.086	.000**	.337	.114	.000**
Sumat. ISQ	.260	.068	.000**	.285	.081	.000**

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 25: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ VP y valor mínimo HU 3mm coronales dentro.

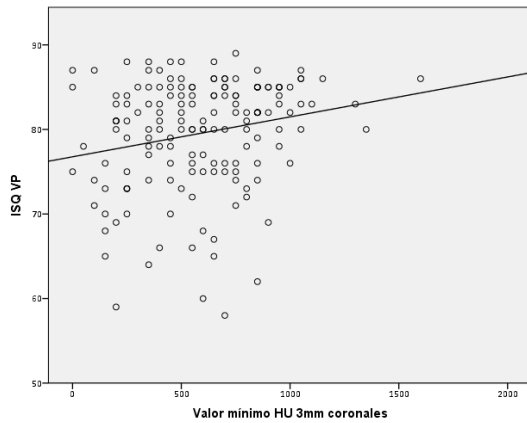
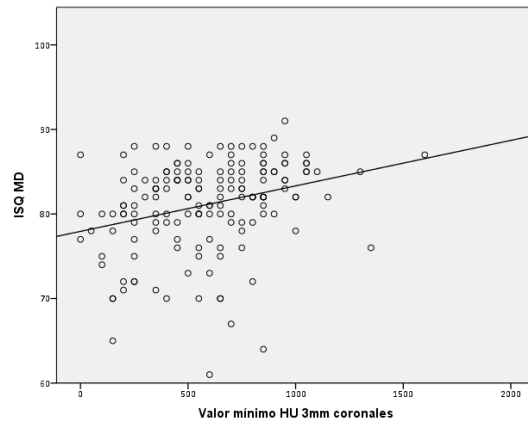
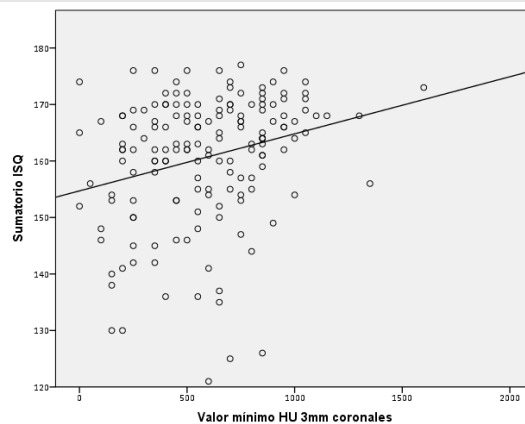


Figura 26: Diagrama de dispersión. Asociación entre ISQ MD y valor mínimo HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 27: Diagrama de dispersión. Asociación entre Sumatorio de ISQ y valor mínimo HU 3mm coronales dentro.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 1. 14. Efecto del valor mínimo de las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante sobre el torque de inserción

Por último para terminar con este largo apartado, el análisis de estos datos (tabla 21) nos llevan a la conclusión de la existencia de un efecto altamente significativo ($p < .001$) de tamaño grande (21.7%) que relaciona los valores más altos en esta variable de unidades Hounsfield con valores más altos en el torque de inserción. Los test a posteriori de Tukey indican que esta significación se debe principalmente al descenso que se experimenta en el grupo de torque < 30 Ncm con respecto a los otros dos ($p < .05$) quienes entre sí no alcanza una diferencia significativa ($p > .05$).

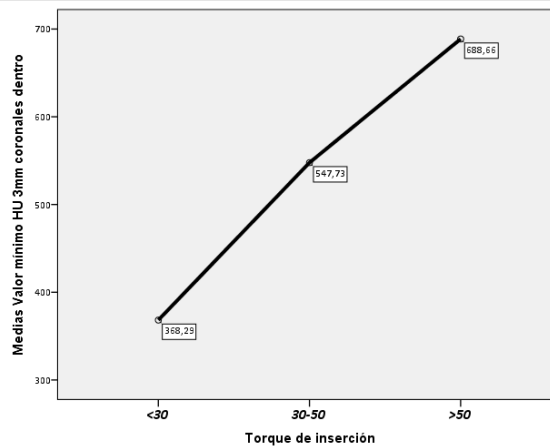
Tabla 21: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto del valor mínimo HU 3mm coronales dentro sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Valor mínimo HU 3mm coronales dentro	368.29 (226.87)	547.73 (242.25)	688.66 (280.49)	21.70**	.000	.217

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 28: Diagrama de medias. Asociación entre Valor mínimo HU 3mm coronales dentro y el Torque de inserción.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 2. Efecto de la anchura del reborde alveolar edéntulo sobre la estabilidad primaria del implante

5. 2. 2. 1. Efecto de la anchura coronal del reborde alveolar edéntulo sobre los valores ISQ

En este caso, los diagramas de dispersión (fig. 29 a 31) presentan nubes de puntos que no sugieren nada acerca de la posible categorización del factor anchura coronal del reborde alveolar. En consecuencia se mantiene a esta variable (la anchura) como cuantitativa. Así mismo, las nubes de puntos no sugieren que pueda existir algún tipo de relación que sea de carácter no lineal. Por ello, la asociación con las variables dependientes de la Estabilidad primaria se ha determinado mediante el coeficiente de Pearson y corroborado con el de Spearman para mayor confiabilidad estadística.

El resultado de estos coeficientes se resume en la tabla 22. Como se puede comprobar en ella, los coeficientes tienen valores bajos, próximos a cero, tanto en ISQ VP como en el Sumatorio de ISQ; por ello es obvio que no pueden alcanzar significación estadística ($p > .05$). Y por tanto estas variables no dependen de la anchura coronal. Sin embargo en el caso de la relación con la variable ISQ MD se observa algo más de correlación (valores por encima de .125) que en el caso de Pearson roza la significación en tanto que en Spearman la alcanza ($p < .05$). Esto nos hace sospechar que puede que la variable ISQ MD esté relacionada con la anchura coronal, pero eso sí en caso de que sea cierto la intensidad es baja y el efecto leve (sobre un 2%).

Tabla 22: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación. Efecto de la Anchura Coronal sobre los valores ISQ.

Variables	Anchura Coronal			Anchura Coronal		
	Pearson	R^2	P-Sig.	Spearman	ρ^2	P-Sig.
ISQ VP	-.010	.000	.448 ^{NS}	.007	.000	.464 ^{NS}
ISQ MD	-.128	.016	.053 ^{NS}	-.165	.027	.019 [*]
Sumat. ISQ	-.066	.004	.203 ^{NS}	-.065	.004	.208 ^{NS}

N.S. = NO significativo ($p > .05$) * = Significativo al 5% ($p < .05$)

Figura 29: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **ISQ VP** y la **Anchura coronal**.

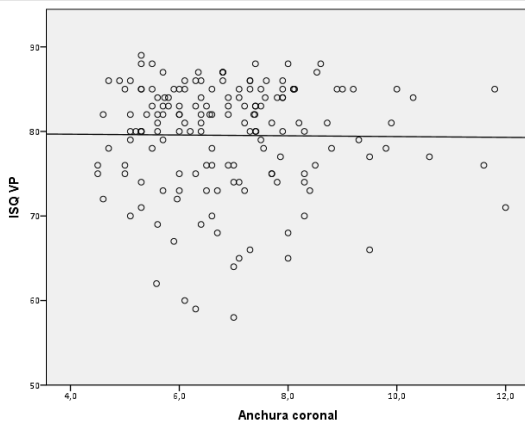
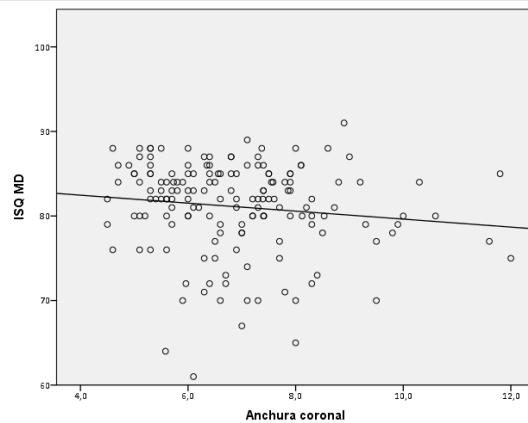
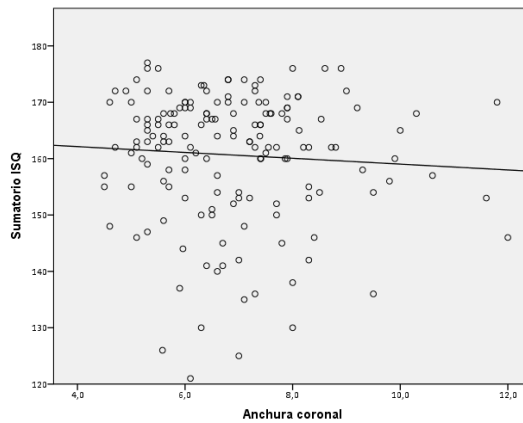


Figura 30: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **ISQ MD** y la **Anchura coronal**.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 31: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **Sumatorio de ISQ** y la **Anchura coronal**.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 2. 2. Efecto de la anchura coronal del reborde alveolar edéntulo sobre el torque de inserción

En este momento aunque la variable independiente es cuantitativa y la variable dependiente categórica (al revés de otros momentos anteriores del estudio estadístico), la metodología estadística para el estudio de la asociación entre este tipo de variables sigue siendo el contraste de diferencia de medias. En concreto ANOVA de un factor (en vez de MANOVA, al ser sólo una variable numérica y no tres). El resultado de este contraste se resume en la tabla 23 que sigue. Y en ella se prueba que no existe significación estadística ($p > .05$) de manera que los valores de la anchura coronal son muy similares con independencia del torque de inserción, si bien es cierto que parece que son algo menores en los torques > 50 Ncm.

Tabla 23: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto de la Anchura coronal sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Anchura coronal	7.16 (1.24)	7.00 (1.67)	6.73 (1.51)	1.31 ^{NS}	.274	.016

N.S. = NO significativo (p>.05)

5. 2. 2. 3. Efecto de la anchura media del reborde alveolar edéntulo sobre los valores ISQ

Los diagramas de dispersión (fig. 32 a 34) presentan nubes de puntos que nos indican que en caso de existir alguna relación entre estas variables, ésta no va ser diferente de una de tipo lineal. Pero también es cierto que no presentan tendencias claras que se correspondan con correlaciones de cierta intensidad. Los valores de los coeficientes obtenidos (tabla 24) nos muestran la existencia de una cierta relación de intensidad moderada que se corresponde con un tamaño del efecto también moderado tanto con la variable de estabilidad primaria ISQ VP (efecto cerca de un 10%; significativa p<.01) y como consecuencia con el Sumatorio de ISQ (efecto sobre un 6%; significativa p<.01) que son de sentido directo, es decir: que los valores más altos de anchura media del reborde alveolar se asocian con valores también más altos en ISQ (y los bajos con bajos). En el caso de la asociación con la variable ISQ MD, la correlación es de menor intensidad (efecto leve, sobre un 3 ó 4%) pero que mantiene la significación (p<.05) y el mismo sentido directo en la asociación. En consecuencia, tenemos evidencia de la relación de la anchura media del reborde alveolar edéntulo con las variables ISQ, aunque no sea de una gran intensidad.

Tabla 24: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.

Efecto de la Anchura media sobre los valores ISQ.

Variables	Anchura Media			Anchura Media		
	Pearson	R ²	P-Sig.	Spearman	ρ ²	P-Sig.
ISQ VP	.275	.076	.000**	.327	.107	.003**
ISQ MD	.136	.018	.043 *	.150	.022	.029 *
Sumat. ISQ	.220	.048	.003**	.271	.073	.000**

* = Significativo al 5% (p<.05) ** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 32: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ VP y la Anchura media.

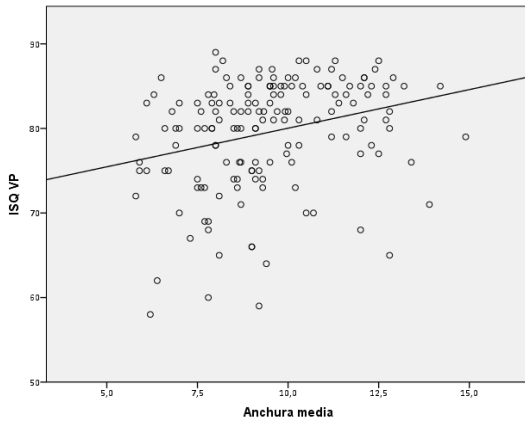
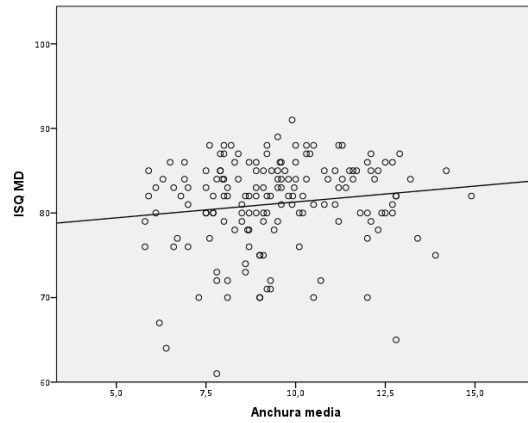
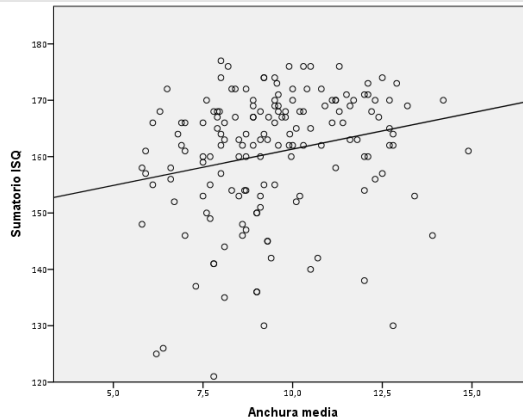


Figura 33: Diagrama de dispersión.
Asociación entre ISQ MD y la Anchura media.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 34: Diagrama de dispersión.
Asociación entre Sumatorio de ISQ y la Anchura media.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 2. 4. Efecto de la anchura media del reborde alveolar edéntulo sobre el torque de inserción

En el cruce de esta variable de anchura con el torque (tabla 25) nuestros datos revelan gran similitud en las medias (aunque algo menor en los torques >50 Ncm) por lo que no alcanza significación estadística ($p > .05$). En consecuencia debemos de concluir que nada indica que el torque esté relacionado con la anchura media.

Tabla 25: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto de la Anchura media sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Anchura media	9.73 (1.91)	9.99 (2.05)	9.22 (1.94)	1.93 NS	.148	.024

N.S. = NO significativo (p>.05)

5. 2. 2. 5. Efecto de la anchura apical del reborde alveolar edéntulo sobre los valores ISQ

Los diagramas de dispersión (fig. 35 a 37) de forma semejante a las anteriores presentan nubes de puntos que indican que de existir alguna relación ésta no va ser de otro tipo que lineal. Y de nuevo también es cierto que no indican tendencias definidas que se correspondan con correlaciones de intensidad notable. Los valores de los coeficientes obtenidos (tabla 26) son muy semejantes a los del estudio con la anchura media del reborde alveolar y muestran la existencia de una relación de intensidad moderada que se corresponde con un tamaño del efecto también moderado con la variable ISQ VP (efecto sobre un 7%; significativo p<.01) y como consecuencia con el Sumatorio de ISQ (efecto de un 5%; significativo p<.01) y sentido directo, es decir, que como antes, los valores más altos de anchura apical se asocian con valores también más altos en ISQ (y los bajos con bajos). En cuanto a la relación con la variable ISQ MD, la intensidad es menor (efecto pequeño, sobre un 2 ó 3%) pero sigue siendo significativo (p<.05) y con el mismo sentido directo en la asociación. En conclusión, de nuevo tenemos evidencias estadísticas de la existencia de una relación de la anchura apical, en este caso, con las variables ISQ si bien no son de una elevada intensidad.

Tabla 26: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.

Efecto de la Anchura apical sobre los valores ISQ.

Variables	Anchura Apical			Anchura Apical		
	Pearson	R ²	P-Sig.	Spearman	ρ ²	P-Sig.
ISQ VP	.250	.062	.001**	.264	.070	.000**
ISQ MD	.152	.023	.027 *	.133	.018	.047 *
Sumat. ISQ	.214	.046	.003**	.221	.049	.002**

* = Significativo al 5% (p<.05) ** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 35: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **ISQ VP** y la **Anchura apical**.

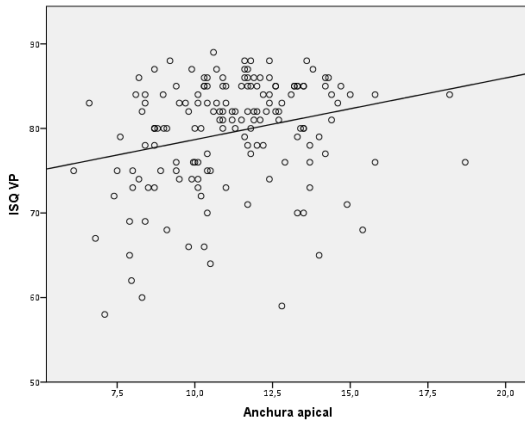
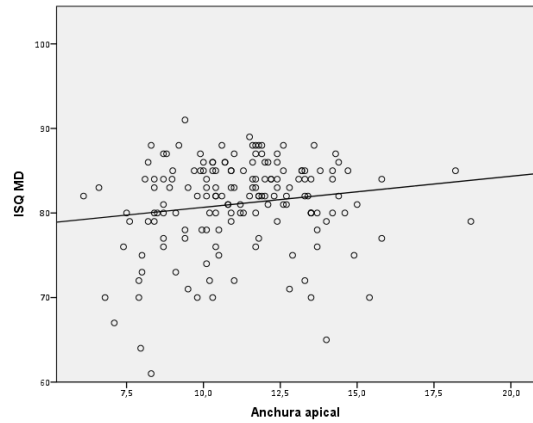
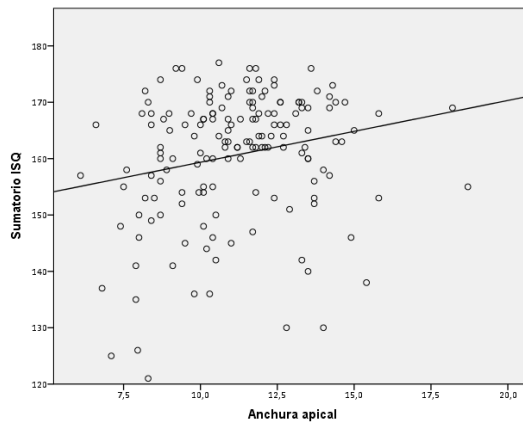


Figura 36: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **ISQ MD** y la **Anchura apical**.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 37: Diagrama de dispersión.
Asociación entre **Sumatorio de ISQ** y la **Anchura apical**.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 2. 6. Efecto de la anchura apical del reborde alveolar edéntulo sobre el torque de inserción

Finalmente, en el cruce de la anchura apical con el torque de inserción (tabla 27) se siguen observando valores medios con gran similitud entre sí (aunque algo menor en los torques >50 Ncm) y que no son suficiente evidencia para que alcancen la significación estadística ($p > .05$). Por lo que debemos de concluir que nada indica que el torque de inserción esté relacionado con la anchura apical del reborde alveolar edéntulo.

Tabla 27: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto de la Anchura apical sobre el Torque de inserción

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Anchura media	11.54 (2.53)	11.78 (1.87)	10.88 (2.16)	2.18 ^{NS}	.116	.027

N.S. = NO significativo (p>.05)

5. 2. 3. Efecto de las medidas del implante sobre la estabilidad primaria

5. 2. 3. 1. Efecto del diámetro del implante sobre los valores ISQ

Los implantes del estudio se agruparon en 4 bloques de distintos diámetros: 3.25, 3.75, 4.1 y 4.5. Por tanto se empleó un procedimiento estadístico de contraste en el que se ha comprobado una tendencia general a que los valores ISQ sean más elevados en los implantes de 4.1mm que en los demás, y en especial que en los de 3.75 y 3.25mm. Los test de contraste prueban que la diferencia es estadísticamente significativa en ISQ VP (p<.01 y efecto moderado-bajo: 7.4%) y como consecuencia de esto en el Sumatorio de ISQ (p<.05 y efecto algo menor: 5.7%); pero no llega a la significación en ISQ MD (p>.05).

Tabla 28: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto del Diámetro del implante sobre los valores ISQ.

Variables	Diámetro 3.25mm (39)	Diámetro 3.75mm (48)	Diámetro 4.1mm (59)	Diámetro 4.5 mm (14)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
ISQ VP	77.26 (7.19)	78.58 (7.03)	81.51 (4.78)	80.86 (7.07)	4.16**	.007	.074
ISQ MD	80.46 (5.66)	80.00 (5.51)	82.42 (4.57)	81.14 (6.84)	2.07 ^{NS}	.107	.038
Sumat. ISQ	157.72 (12.28)	158.58 (12.20)	163.93 (8.91)	162.00 (13.64)	3.16 *	.026	.057

N.S. = NO significativo (p>.05) * = Significativo al 5% (p<.05) ** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 38: Diagrama de medias.
Valores **ISQ VP** en función del **Diámetro** de implante.

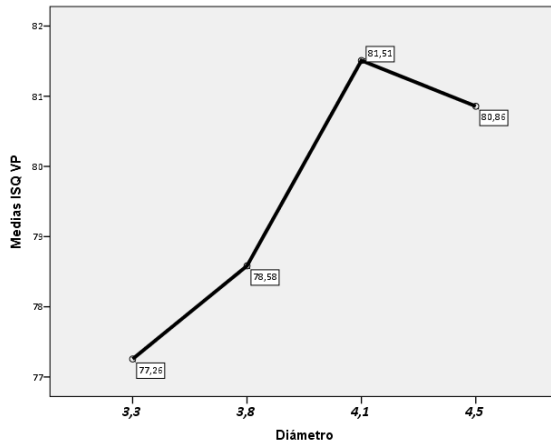
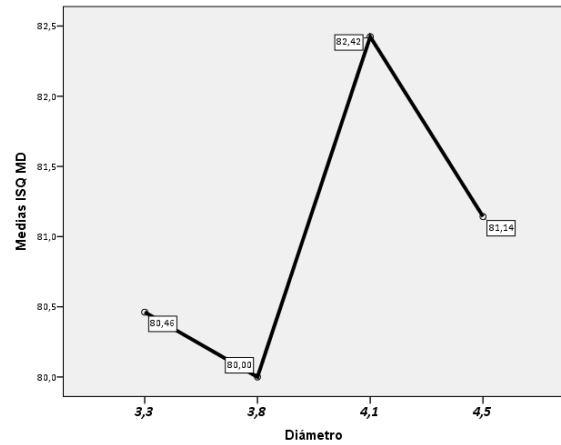
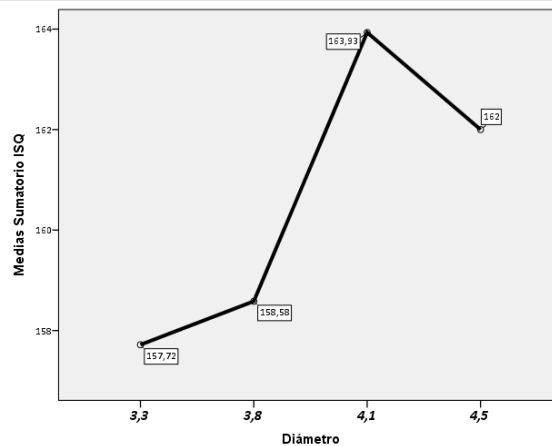


Figura 39: Diagrama de medias.
Valores **ISQ MD** en función del **Diámetro** de implante.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 40: Diagrama de medias.
Valores de **Sumatorio ISQ** en función del **Diámetro** de implante.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 3. 2. Efecto del diámetro del implante sobre el torque de inserción

Al cruzar estas dos variables (tabla 29) podría parecer que la tendencia al comparar los diámetros entre sí, en el menor (3.25mm) hay menos torques <30 Ncm y más de >50 Ncm. Pero el test demuestra que esta posible asociación no tiene ninguna asociación que sea estadísticamente significativa ($p > .05$) por tanto es mero azar y el diámetro del implante no tiene efecto sobre el torque de inserción.

Tabla 29: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.

Efecto del Diámetro del implante sobre el Torque de inserción.

Variable		Diámetro	Diámetro	Diámetro	Diámetro	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
		3.25 mm (39)	3.8 mm (48)	4.1 mm (59)	4.5 mm (14)	Valor	P valor	
Torque	<30 Ncm	10.3 % (4)	29.2 % (14)	30.5 % (18)	35.7 % (5)	8.31 ^{NS}	.216	.033
	30-50 Ncm	12.8 % (85)	12.5 % (6)	16.9 % (10)	7.1 % (1)			
	>50 Ncm	76.9 % (30)	58.3 % (28)	52.5 % (31)	57.1 % (8)			

N.S. = NO significativo (p>.05)

5. 2. 3. 3. Efecto de la longitud del implante sobre los valores ISQ

Los valores de la variable longitud del implante están agrupados en 5 niveles distintos: 7, 8.5, 10, 11.5, 13. Sin embargo de los valores extremos (inferior 7.0 mm y superior 13.0 mm) hay muy pocos casos (frecuencia <5) lo que estadísticamente los hace no analizables. Con intención de no perder muestra y con ello potencia en el análisis se ha optado por agruparlos con los inmediatamente adyacentes (8.5 mm y 11.5 mm, respectivamente) de manera que la variable longitud del implante va a quedar definida con 3 categorías. Hecho esto, se repite el mismo procedimiento estadístico que se ha venido empleando. El resultado del análisis estadístico (tabla 30) nos lleva a la conclusión de que los valores medios de las tres variables ISQ son muy similares para todas las longitudes siendo por tanto las diferencias no significativas (p>.05). En conclusión la longitud del implante no tiene ningún efecto sobre las variables ISQ.

Tabla 30: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto de la Longitud del implante sobre los valores ISQ.

Variables	Longitud	Longitud	Longitud	ANOVA		Tamaño del efecto: R^2
	<=8.5 mm (31)	10 mm (77)	=>11.5 mm (52)	Valor	P valor	
ISQ VP	Media (D.E.) 79.74 (5.48)	Media (D.E.) 79.13 (7.35)	Media (D.E.) 80.02 (5.82)	0.30 ^{NS}	.738	.004
ISQ MD	81.13 (5.55)	80.91 (6.04)	81.38 (4.27)	0.12 ^{NS}	.888	.002
Sumat. ISQ	160.87 (10.83)	160.04 (13.01)	161.40 (9.40)	0.22 ^{NS}	.799	.003

N.S. = NO significativo (p>.05)

5. 2. 3. 4. Efecto de la longitud del implante sobre el torque de inserción

En este cruce, el resultado obtenido (tabla 31) nos lleva a la conclusión de que la longitud del implante tampoco tiene ningún efecto significativo ($p > .05$) sobre el torque de inserción.

Tabla 31: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.

Efecto de la Longitud del implante sobre el Torque de inserción.

Variable		Longitud	Longitud	Longitud	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
		≤ 8.5 mm (31)	10 mm (77)	≥ 11.5 mm (52)	Valor	P valor	
Torque	<30 Ncm	25.8 % (8)	28.6 % (22)	21.2 % (11)	2.21 ^{NS}	.698	.008
	30-50 Ncm	19.4 % (6)	13.0 % (10)	11.5 % (6)			
	>50 Ncm	54.8 % (17)	58.4 % (45)	67.3 % (35)			

N.S. = NO significativo ($p > .05$)

5. 2. 4. Efecto del área anatómica de colocación del implante sobre la estabilidad primaria

5. 2. 4. 1. Efecto del área anatómica de colocación del implante sobre los valores ISQ

Los test de contraste (tabla 32) nos indican que existen diferencias altamente significativas ($p < .001$) en las tres variables ISQ en función del área anatómica de colocación del implante. Los valores medios, en todas ellas, presentan similitudes de las zonas maxilar anterior y posterior entre sí ($p > .05$ en el Test de Tukey) y aunque algo menos de las zonas mandibular anterior y posterior entre sí (también no significativa, $p > .05$, según el test de Tukey). A la par, los valores son más altos en las zonas mandibulares que en las maxilares y esta diferencia es estadísticamente significativa ($p < .05$ según Tukey). Las figuras 41 a la 43 muestran este efecto con claridad; en ellas podemos ver además cómo los valores ISQ más altos siempre corresponden a la zona mandibular posterior, si bien es cierto que el descenso de la mandibular anterior, como ya se ha dicho no es estadísticamente significativo. Los tamaños del efecto son elevados: entre el 17.1% en el caso de la variable ISQ MD hasta el 22.2% para la ISQ VP.

Tabla 32: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Efecto del Área anatómicade colocación del implante sobre los valores ISQ.

Variables	Maxilar Post. (46)	Máxilar Ant. (16)	Mandíbula Post. (82)	Mandíbula Ant. (16)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
ISQ VP	75.89 (6.88)	75.81 (7.45)	82.39 (4.68)	79.13 (5.91)	14.88**	.000	.222
ISQ MD	78.30 (5.53)	78.50 (5.57)	83.07 (4.33)	81.69 (5.70)	10.72**	.000	.171
Sumat. ISQ	154.20 (12.02)	154.31 (12.62)	165.46 (8.40)	160.51 (11.23)	14.06**	.000	.213

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 41: Diagrama de medias.

Valores ISQ VP en función del Área de colocación.

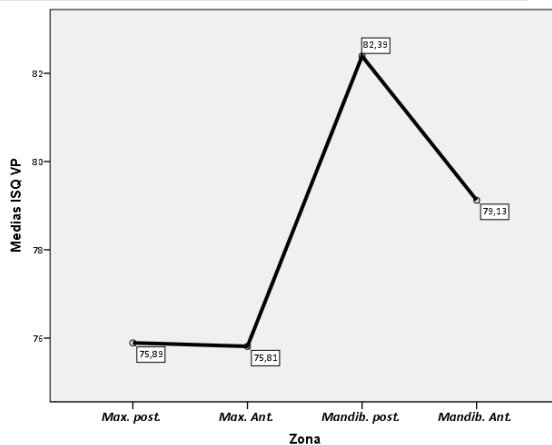
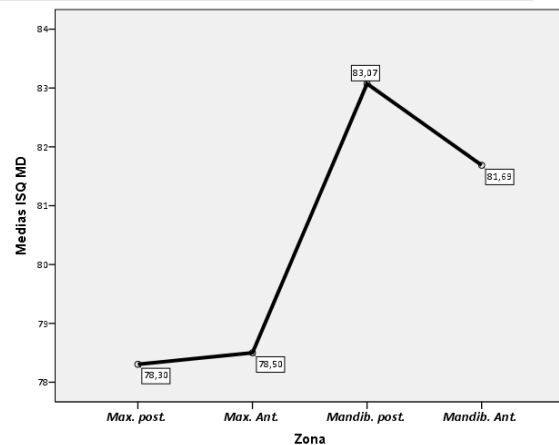


Figura 42: Diagrama de medias.

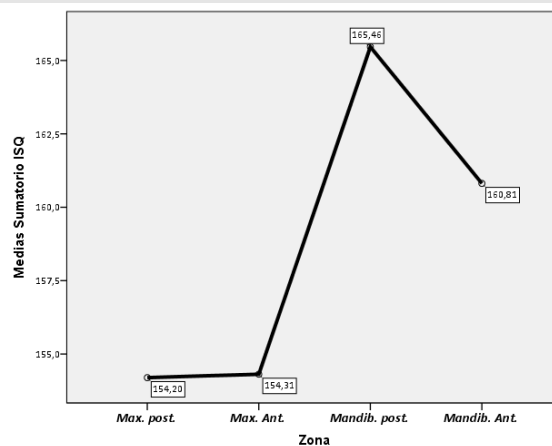
Valores ISQ MD en función del Área de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 43: Diagrama de medias.

Valores de Sumatorio ISQ en función del Área de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 4. 2. Efecto del área anatómica de colocación del implante sobre el torque de inserción

Los datos del cruce de estas dos variables (tabla 33) presentan una tendencia según la cual aparecen en las zonas maxilares anterior y posterior, sobre todo en este último (39.1%) más valores de torque <30 Ncm frente a la zona mandibular anterior donde aparecen más valores de torque >50 Ncm (87.5%). Sin embargo el test de contraste no logra probar la significación de esta relación ($p>.05$) aunque es cierto que queda cerca de serlo ($p<.10$) y se podría hablar de una casi significación. De existir esta relación, el tamaño del efecto sería leve (5.7%).

Tabla 33: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.

Efecto del Área de colocación del implante sobre el Torque de inserción.

Variable		Maxilar Post. (46)	Máxilar Ant. (16)	Mandíbula Post. (82)	Mandíbula Ant. (16)	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
						Valor	P valor	
Torque	<30 Ncm	39.1 % (18)	25.0 % (4)	22.0 % (18)	6.3 % (1)	11.26 ^{NS}	.081	.057
	30-50 Ncm	15.2 % (7)	12.5 % (2)	14.6 % (12)	6.3 % (1)			
	>50 Ncm	45.7 % (21)	62.5 % (10)	63.4 % (52)	87.5 % (14)			

N.S. = NO significativo ($p>.05$)

5. 2. 5. Modelos multivariantes explicativos de los efectos sobre la estabilidad primaria

5. 2. 5. 1. Efectos sobre los valores ISQ VP

En primer lugar los efectos antes estudiados en forma univariante se resumen en la tabla 34. En ella se puede comprobar que el factor, considerado de forma independiente, que más capacidad explicativa tiene sobre la variable ISQ VP es el área anatómica de colocación del implante: 22.2% ($p<.001$) seguido del tipo de hueso a 0.5mm fuera del área de colocación del implante: 15.1% ($p<.001$) y de la anchura media del reborde alveolar edéntulo: 10.7% ($p<.01$). En tanto que el que menos tiene son las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante (2.4%; $p<.05$). Dos factores (longitud del implante y anchura coronal del reborde alveolar edéntulo) no tienen significación.

Tabla 34: *Análisis Inferencial univariante:* Efectos de los factores explicativos de ISQ VP

Factor explicativo	Efecto	Significación
<i>Área anatómica de colocación del implante</i>	22.2 % **	.000
<i>Diámetro del implante</i>	7.4 % **	.007
<i>Longitud del implante</i>	0.4 % NS	.738
<i>Anchura coronal</i>	0.0 % NS	.464
<i>Anchura media</i>	10.7 % **	.003
<i>Anchura apical</i>	7.0 % **	.000
<i>HU dentro</i>	2.4 % *	.025
<i>Tipo de hueso dentro</i>	8.6 % **	.003
<i>HU 0.5mm fuera</i>	5.9 % **	.001
<i>Tipo de hueso 0.5mm fuera</i>	15.1 % **	.000
<i>HU 3mm coronales dentro</i>	7.7 % **	.000
<i>Valor máximo HU 3mm coronales dentro</i>	8.1 % **	.000
<i>Valor mínimo HU 3mm coronales dentro</i>	4.6 % **	.003

N.S. = NO significativo ($p > .05$)

* = Significativo al 5% ($p < .05$)

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Ahora se va a tratar de construir un modelo explicativo/predictivo multivariante, en el que se pueda ver cuál es el peso de cada uno de estos factores (solo los significativos, al menos $p < .05$) cuando se los considera de forma conjunta. Para ello, dado que entre los factores explicativos hay tanto variables cuantitativas como variables categóricas, en tanto que la variable dependiente a predecir es cuantitativa se ha recurrido al método del Modelo lineal multivariante automatizado que implementa SPSS, similar al de Regresión lineal, pero con la ventaja de que permite el uso combinado de los dos tipos de datos (cuantitativos y categóricos) en los factores.

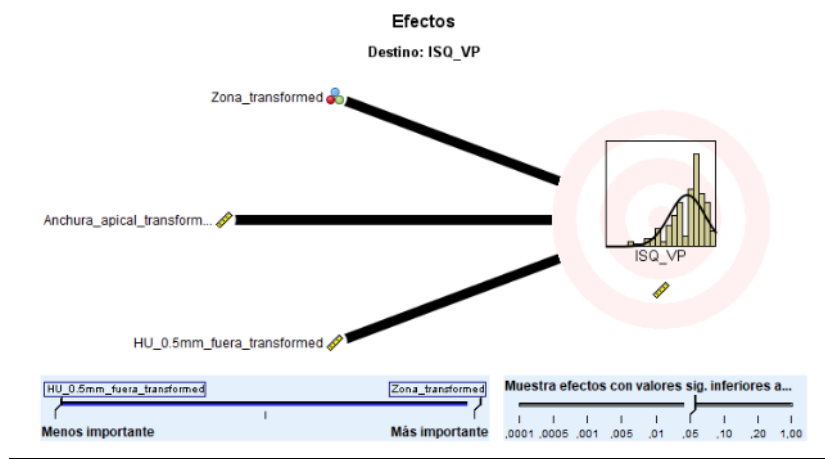
El resultado obtenido (tabla 35 y fig. 44) nos indica que en esta perspectiva multivariante, el factor principal es el área anatómica de colocación del implante, seguido de la anchura apical del reborde alveolar edéntulo y finalmente de las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante, todas ellas altamente significativas ($p < .001$). Conjuntamente estas tres variables explican un 24.7% de la variabilidad en los valores ISQ VP (tamaño del efecto: grande). El resto de variables que de forma univariada son significativas, no añaden mejoras a este modelo múltiple.

Tabla 35: Modelo lineal multivariante Automatizado. Factores predictores de la variable ISQ VP.

PASO	Factor predictor	Importancia	P Sig.	R ² ajustado	
				Del factor	Del modelo
1º	Área anatómica de colocación del implante	0.433 **	.000	.131	.131
2º	Anchura apical	0.297 **	.000	.071	.198
3º	HU 0.5mm fuera	0.270 **	.000	.054	.247

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 44: Modelo lineal multivariante Automatizado. Factores Explicativos y predictores de los valores de ISQ VP.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 5. 2. Efectos sobre los valores ISQ MD

La tabla 36, contiene el resumen de los previos análisis de efectos univariantes que se han realizado para la variable ISQ MD. Como se puede ver hay un conjunto bastante alto de factores que tienen efectos similares en lo que a su tamaño se refiere; entre ellos el más alto corresponde al tipo de hueso a 0.5mm fuera del área de colocación del implante (19.9%; p<.001), seguido de cerca por las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante (17.4%; p<.001), del área anatómica de colocación del implante (17.1%; p<.001), etc... Aparecen dos factores (diámetro y longitud del implante) que no son significativos (p>.05) y por tanto no se van a introducir para construir el modelo múltiple.

Tabla 36: Análisis Inferencial univariante: Efectos de los factores explicativos de ISQ MD

Factor explicativo	Efecto	Significación
<i>Área anatómica de colocación del implante</i>	17.1 % **	.000
<i>Diámetro del implante</i>	3.8 % NS	.107
<i>Longitud del implante</i>	0.2 % NS	.888
<i>Anchura coronal</i>	2.7 % *	.019
<i>Anchura media</i>	2.2 % *	.029
<i>Anchura apical</i>	1.8 % *	.047
<i>HU dentro</i>	8.5 % **	.000
<i>Tipo de hueso dentro</i>	14.3 % **	.000
<i>HU 0.5mm fuera</i>	17.4 % **	.000
<i>Tipo de hueso 0.5mm fuera</i>	19.9 % **	.000
<i>HU 3mm coronales dentro</i>	16.2 % **	.000
<i>Valor máximo HU 3mm coronales dentro</i>	16.0 % **	.000
<i>Valor mínimo HU 3mm coronales dentro</i>	11.4 % **	.000

N.S. = NO significativo ($p > .05$)

* = Significativo al 5% ($p < .05$)

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Al construir el modelo múltiple (tabla 37 y fig. 45) con la misma metodología antes citada y empleada encontramos que desde la perspectiva multivariante, el factor con más peso explicativo de la variable ISQ MD son las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante ($p < .001$) seguido de la anchura apical del reborde alveolar edéntulo ($p < .001$) y de la unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante ($p < .05$). Conjuntamente estas tres variables explican el 28.3% de la variabilidad en los valores ISQ MD (tamaño del efecto: grande).

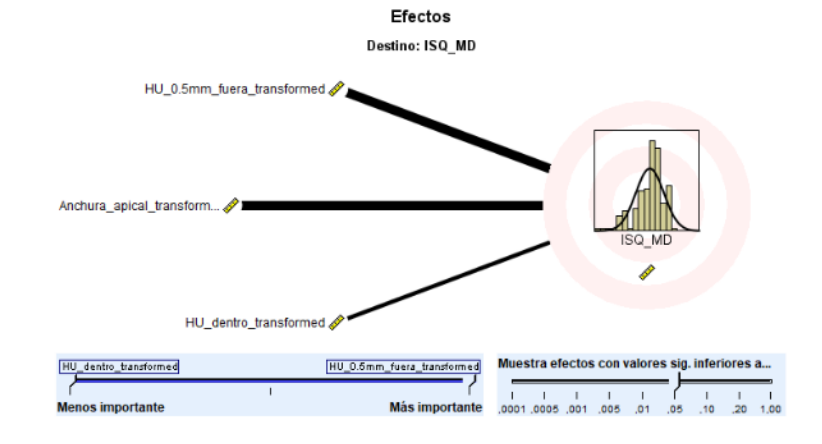
Tabla 37: Modelo lineal multivariante Automatizado. Factores predictores de la variable ISQ MD.

PASO	Factor predictor	Importancia	P Sig.	R ² ajustado	
				Del factor	Del modelo
1º	<i>HU 0.5mm fuera</i>	0.537 **	.000	.187	.187
2º	<i>Anchura apical</i>	0.350 **	.000	.083	.260
3º	<i>HU dentro</i>	0.013 *	.016	.027	.283

* = Significativo al 5% ($p < .05$)

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 45: Modelo lineal multivariante Automatizado.
Factores Explicativos y predictores de los valores ISQ MD.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 5. 3. Efectos sobre los valores Sumatorio ISQ

En la tabla 38 se presenta el resumen de los análisis de los efectos univariados que se han realizado para la variable Sumatorio ISQ con anterioridad. Se aprecia que tras el área anatómica de colocación del implante (21.3%) aparece el tipo de hueso a 0.5mm fuera del área de colocación del implante (18.1%), seguidos de un grupo de varios factores con efectos similares de alrededor de un 12% cada uno. Así mismo hay dos factores (longitud del implante y anchura coronal del reborde alveolar edéntulo que no son significativos ($p > .05$) y por tanto no serán introducidos en el modelo múltiple.

En la construcción del modelo multivariante (tabla 39 y fig. 46) una vez más con la metodología a anterior encontramos que desde esta perspectiva, el factor con más peso explicativo del Sumatorio ISQ son de nuevo las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante ($p < .001$) seguido ahora del área anatómica de colocación del implante ($p < .001$) y de la anchura apical del reborde alveolar edéntulo ($p < .001$). En conjunto, estas tres variables explican el 28.6% de la variabilidad en los valores ISQ MD (tamaño del efecto: grande). El resto de factores a pesar de ser significativos de forma univariada, no aportan nada a la mejora significativa del modelo.

Tabla 38: Análisis Inferencial univariante: Efectos de los factores explicativos del Sumatorio ISQ

Factor explicativo	Efecto	Significación
Área anatómica de colocación del implante	21.3 % **	.000
Diámetro del implante	5.7 % *	.026
Longitud del implante	0.3 % NS	.799
Anchura coronal	0.4 % NS	.208
Anchura media	7.3 % **	.000
Anchura apical	4.9 % **	.002
HU dentro	5.1 % **	.002
Tipo de hueso dentro	11.9 % **	.000
HU 0.5mm fuera	11.6 % **	.000
Tipo de hueso 0.5mm fuera	18.1 % **	.000
HU 3mm coronales dentro	12.2 % **	.000
Valor máximo HU 3mm coronales dentro	12.0 % **	.000
Valor mínimo HU 3mm coronales dentro	8.1 % **	.000

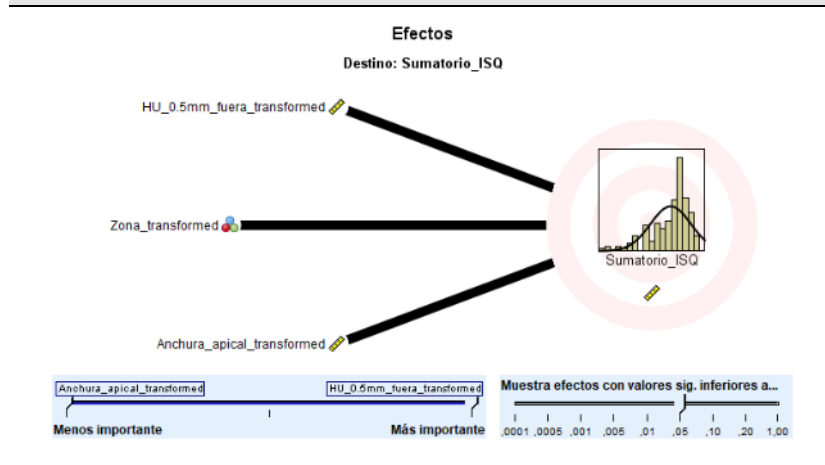
N.S. = NO significativo (p>.05)
 * = Significativo al 5% (p<.05)
 ** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Tabla 39: Modelo lineal multivariante Automatizado. Factores predictores del Sumatorio ISQ.

PASO	Factor predictor	Importancia	P Sig.	R ² ajustado	
				Del factor	Del modelo
1º	HU 0.5mm fuera	0.394 **	.000	.143	.143
2º	Área anatómica de colocación del implante	0.350 **	.000	.113	.257
3º	Anchura apical	0.256 **	.000	.029	.286

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 46: Modelo lineal multivariante Automatizado. Factores Explicativos y predictores de los valores del Sumatorio de ISQ.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 5. 4. Efectos sobre el torque de inserción

La tabla 40 contiene el resumen de los análisis de los efectos univariados que se han realizado para la variable torque de inserción en los apartados anteriores. Se puede comprobar en ella que bastantes factores no alcanzan la significación estadística de forma univariante ($p > .05$) y que por tanto no van a ser considerados a la hora de generar un modelo múltiple. Entre los que sí son significativos podemos destacar como el que más efecto tiene las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante (39.8%) seguido de las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante (35.3%) y del tipo de hueso a 0.5mm fuera del área de colocación del implante (33.1%). Las variables valores máximo y mínimo de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante son las que menos explican (univariadamente) pero aún superan el 21%.

Tabla 40: Análisis Inferencial univariante: Efectos de los factores explicativos del Torque de inserción.

Factor explicativo	Efecto	Significación
<i>Área anatómica de colocación del implante</i>	5.7 % ^{NS}	.081
<i>Diámetro del implante</i>	3.3 % ^{NS}	.216
<i>Longitud del implante</i>	0.8 % ^{NS}	.698
<i>Anchura coronal</i>	1.6 % ^{NS}	.274
<i>Anchura media</i>	2.4 % ^{NS}	.148
<i>Anchura apical</i>	2.7 % ^{NS}	.027
<i>HU dentro</i>	35.3 % ^{**}	.000
<i>Tipo de hueso dentro</i>	28.9 % ^{**}	.000
<i>HU 0.5mm fuera</i>	39.8 % ^{**}	.000
<i>Tipo de hueso 0.5mm fuera</i>	33.1 % ^{**}	.000
<i>HU 3mm coronales dentro</i>	23.3 % ^{**}	.000
<i>Valor máximo HU 3mm coronales dentro</i>	15.4 % ^{**}	.000
<i>Valor mínimo HU 3mm coronales dentro</i>	21.7 % ^{**}	.000

N.S. = NO significativo ($p > .05$)

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

El modelo lineal automatizado antes empleado con las otras tres variables dependientes de la estabilidad primaria, no tendría cabida aquí puesto que esta variable a explicar es categórica. Por ello ha sido necesario utilizar la regresión logística multinomial. La utilización de este método con los 7 factores explicativos significativos ($p < .001$) que aparecen en la tabla anterior ha generado como resultado que solamente uno de ellos contiene la información suficiente para explicar el torque de inserción. Se trata de las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante que mantiene su elevado tamaño del efecto (cercano al 40%)

y altamente significativo ($p < .001$) de manera que no existe un modelo multivariante y sólo este factor explicativo basta para tratar de predecir a esta variable dependiente.

5. 2. 6. Relación entre el torque de inserción y las variables ISQ

En el estudio de la relación entre el torque de inserción y las tres variables ISQ (tabla 41) se han encontrado altas significaciones ($p < .001$) que justifican la existencia de diferencias altamente significativas en las medias de las variables ISQ en función del nivel de torque de inserción. Los datos indican (fig. 47 a la 49) que existe una relación directa tal que mayor torque de inserción se asocia con mayor ISQ. Pero la significación se debe sobre todo según los test post hoc de Tukey al menor valor en las medias ISQ de los casos con torque < 30 Ncm. Los tamaños del efecto son: elevado en la variable ISQ VP (18.5%) y grande o muy grande en la variable ISQ MD (casi 32%) y por ello en el Sumatorio de ISQ (25.7%).

Tabla 41: Análisis Inferencial: Diferencia de medias. Relación del Torque de inserción con las variables ISQ.

Variables	Torque <30 Ncm (41)	Torque 30-50 Ncm (22)	Torque >50 Ncm (97)	ANOVA		Tamaño del efecto: R^2
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
ISQ VP	74.80 (8.20)	80.36 (5.21)	81.35 (4.84)	17.85**	.000	.185
ISQ MD	76.22 (6.23)	80.32 (4.54)	83.35 (3.49)	36.85**	.000	.319
Sumat. ISQ	151.02 (14.09)	160.68 (9.52)	164.70 (7.72)	27.19**	.000	.257

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 47: Diagrama de medias. Valores ISQ VP en función de Torque de inserción.

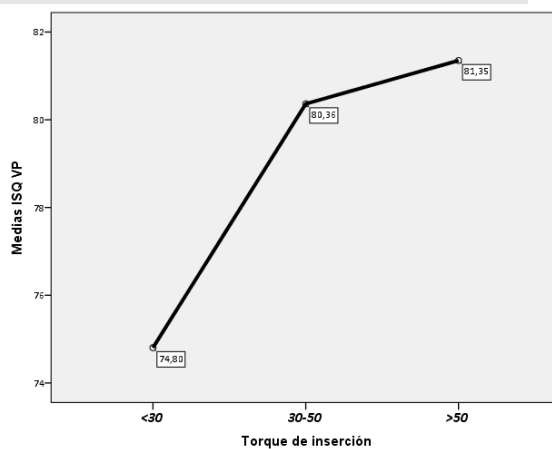
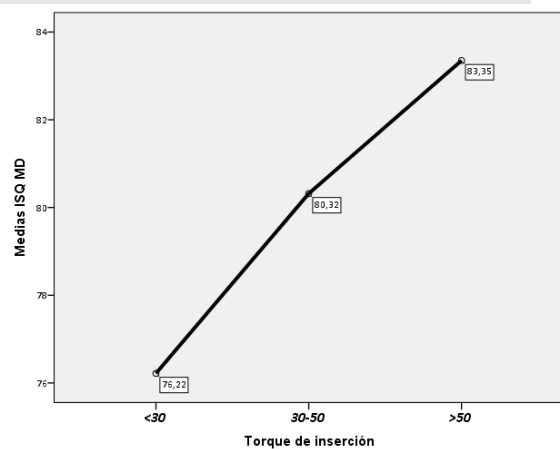
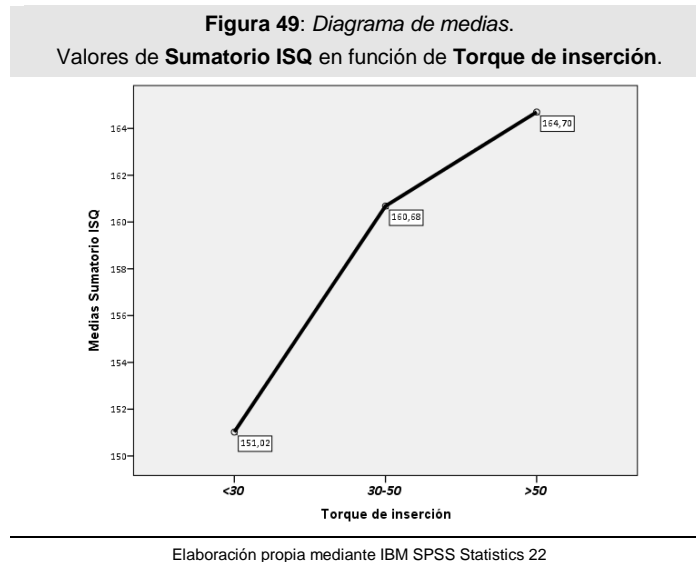


Figura 48: Diagrama de medias. Valores ISQ MD en función de Torque de inserción.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22



5. 2. 7. Relación entre el área anatómica de colocación del implante y la densidad ósea del reborde alveolar receptor

Los procedimientos estadísticos empleados son los anteriores, en función del tipo de datos de las variables que se cruzan: MANOVA de un factor de efectos fijos o Test Chi-cuadrado, según el caso.

En los cruces del área anatómica de colocación del implante con las variables numéricas (tabla 42) se han encontrado diferencias que son altamente significativas (todas $p < .001$) y con tamaño del efecto desde moderados altos (desde 13.1%) hasta muy grandes (30.7% en las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante). En todas las variables se observa un situación común: los valores medios más altos corresponden a la zona mandibular anterior y los valores medios más bajos a la zona maxilar posterior (ver figs. de la 50 a la 54). Entre ambos extremos se encuentran los valores medios de las otras dos zonas, que entre sí según los test de pares de Tukey no se diferencian significativamente ($p > .05$). En las tres variables de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante, la significación (según Tukey) se debe principalmente al menor valor en el maxilar posterior comparado con el resto.

Tabla 42: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Relación del área anatómica de colocación del implante con la Densidad ósea del reborde alveolar receptor.

Variables	Maxilar Post. (46)	Máxilar Ant. (16)	Mandíbula Post. (82)	Mandib. Ant. (16)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
HU dentro	590.22 (233.48)	809.38 (205.93)	778.66 (287.39)	1062.50 (167.83)	14.55**	.000	.219
HU 0.5mm fuera	668.48 (210.39)	921.88 (202.46)	917.68 (271.98)	1221.87 (195.76)	23.01**	.000	.307
HU 3mm coronales dentro	577.56 (230.66)	817.38 (219.22)	824.19 (328.13)	899.80 (268.20)	9.00**	.000	.147
Valor máximo HU 3mm coronales dentro	784.78 (286.14)	1039.38 (313.27)	1045.73 (334.37)	1228.13 (215.13)	10.94**	.000	.174
Valor mínimo HU 3mm coronales dentro	434.78 (201.35)	662.50 (204.53)	621.34 (333.52)	775.00 (193.22)	7.87**	.000	.131

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 50: Diagrama de medias.

Valores **HU dentro** en función del **Área** de colocación.

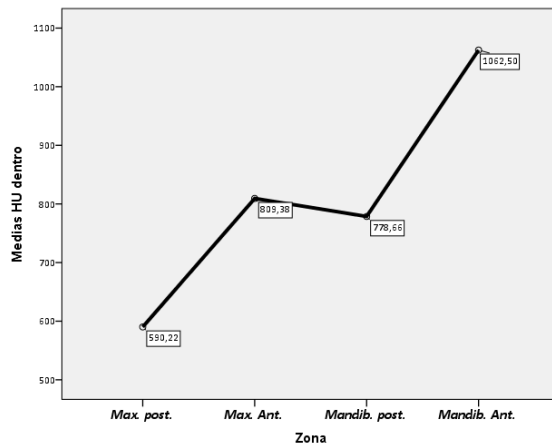
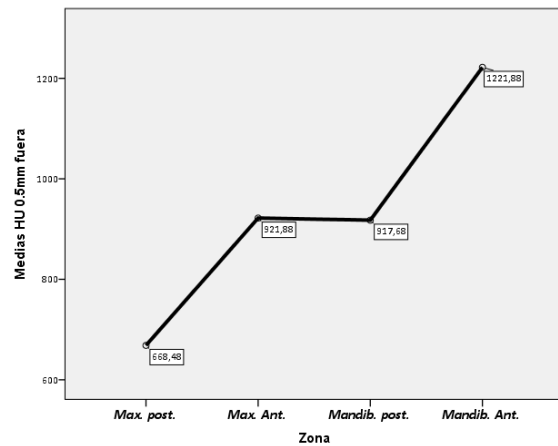


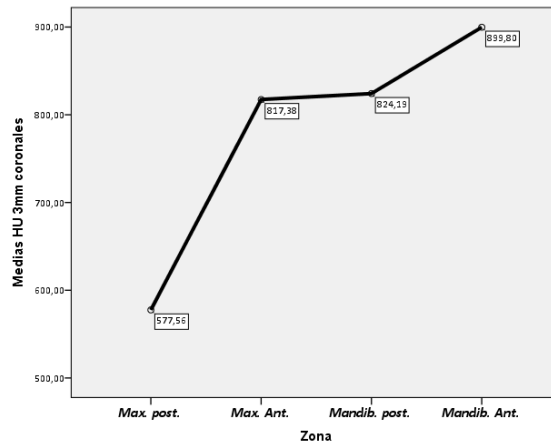
Figura 51: Diagrama de medias.

Valores **HU 0.5mm fuera** en función del **Área** de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 52: Diagrama de medias.
Valores de **HU 3mm coronales dentro** en función de la **Zona** de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 53: Diagrama de medias.
Valores **Valor Máximo HU 3mm coronales dentro** en función del **Área** de colocación.

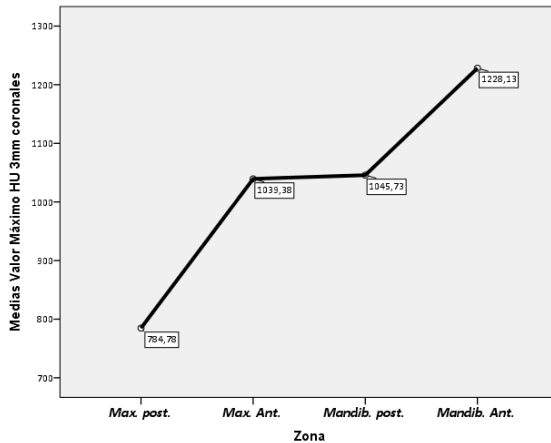
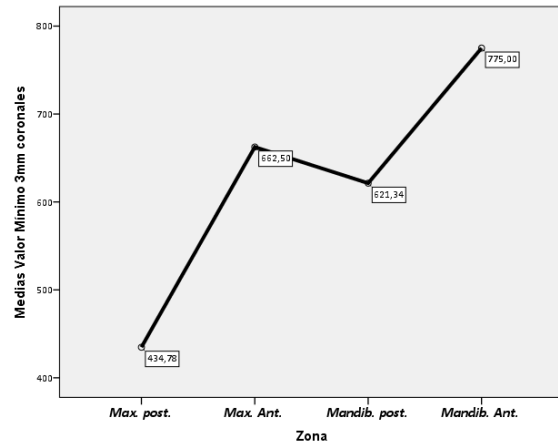


Figura 54: Diagrama de medias.
Valores **Valor Mínimo HU 3mm coronales dentro** en función del **Área** de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Los cruces con el tipo de hueso (tabla 43) presentan también relaciones altamente significativas ($p < .001$) con efecto elevado para el tipo de hueso dentro del área de colocación del implante y efecto grande para el tipo de hueso a 0,5 fuera del área de colocación del implante. En el primero, la asociación es tal que el tipo de hueso D2 se asocia con la zona mandibular anterior y los tipos D3 y D4 con la zona maxilar posterior. En tanto que en el tipo de hueso a 0,5 mm fuera del área de colocación del implante, es el hueso tipo D1 el que se relaciona con la zona mandibular anterior, el D2 con el maxilar anterior, y los tipos D3 y D4 con la zona maxilar posterior de nuevo.

Tabla 43: Análisis Inferencial: Asociación entre variables.

Relación del Área de colocación del implante con la Densidad ósea del reborde alveolar receptor.

Variable		Maxilar	Máxilar	Mandíbula	Mandíbula	Test Chi-cuadrado		Tamaño del efecto: ρ^2
		Post. (46)	Ant. (16)	Post. (82)	Ant. (16)	Valor	P valor	
Tipo de hueso dentro	D1	0.0 % (--)	0.0 % (--)	8.5 % (7)	12.5 % (2)	30.40**	.000	.152
	D2	17.4 % (8)	43.8 % (7)	36.6 % (30)	75.0 % (12)			
	D3	65.2 % (30)	50.0 % (8)	48.8 % (40)	12.5 % (2)			
	D4	17.4 % (8)	6.3 % (1)	6.1 % (5)	0.0 % (--)			
Tipo de hueso 0.5mm fuera	D1	0.0 % (--)	0.0 % (--)	13.4 % (11)	56.3 % (9)	69.26**	.000	.258
	D2	21.7 % (10)	81.3 % (13)	50.0 % (41)	43.8 % (7)			
	D3	67.4 % (31)	12.5 % (2)	35.4 % (29)	0.0 % (--)			
	D4	10.9 % (5)	6.3 % (1)	1.2 % (1)	0.0 % (--)			

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

5. 2. 8. Relación entre el área anatómica de colocación del implante y la anchura del reborde alveolar edéntulo

Los resultados obtenidos (tabla 44) nos llevan a la conclusión de que existen diferencias significativas pero no con la misma capacidad de significación ni similar efecto. Así, se puede admitir que:

- En la anchura coronal ($p < .05$; efecto leve: 6.3%) la significación, según los test de pares de Tukey, se debe sobre todo al mayor valor de media que se encuentra en la zona maxilar posterior, si bien es cierto que la zona mandibular posterior tiene una media tan cercana que la diferencia entre ambas no es significativa ($p > .05$), pero sí es significativa la diferencia entre la anchura coronal en maxilar posterior con respecto a las zonas anteriores maxilar y mandibular.

- En la anchura media ($p < .001$; efecto elevado: 16.2%) se aprecia un claro corte con dos zonas de los maxilares en cada lado. Por una parte encontramos, con los valores más altos, la zona mandibular posterior sobre todo y también la zona maxilar posterior; y por la otra tenemos, con las medias más bajas, las dos zonas anteriores.

- En cuanto a la anchura apical ($p < .05$ por escaso margen y efecto pequeño: 4.9%) solamente podemos admitir que la media de la zona mandibular anterior es menor a todas las demás, que entre sí no se diferencian ($p > .05$).

Tabla 44: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Relación del Área anatómica de colocación del implante con la Anchura del reborde alveolar edéntulo.

Variables	Maxilar Post. (46)	Maxilar Ant. (16)	Mandíbula Post. (82)	Mandíbula Ant. (16)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Anchura coronal	7.32 (1.65)	6.31 (0.97)	6.88 (1.38)	6.19 (1.44)	3.47 *	.018	.063
Anchura media	9.04 (1.77)	8.47 (1.60)	10.17 (1.93)	8.01 (1.43)	10.09**	.000	.162
Anchura apical	11.05 (2.75)	11.41 (2.93)	11.47 (1.80)	9.79 (1.34)	2.70 *	.048	.049

** = Altamente significativo al 1% (p<.01)

Figura 55: Diagrama de medias.

Valores **Anchura coronal** en función del **Área** de colocación.

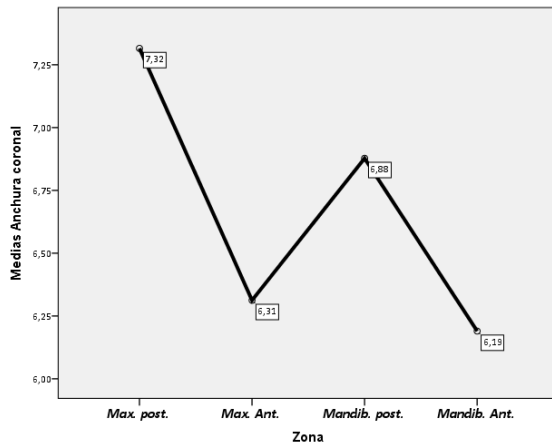
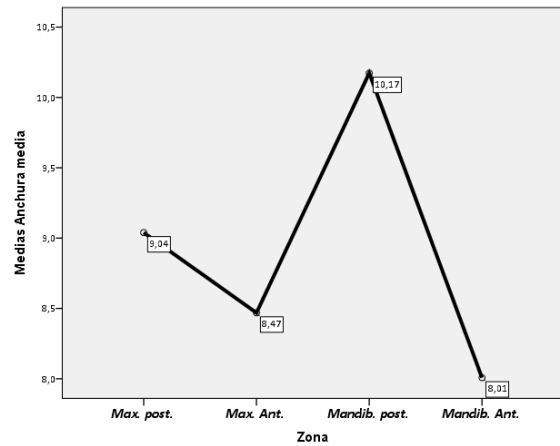


Figura 56: Diagrama de medias.

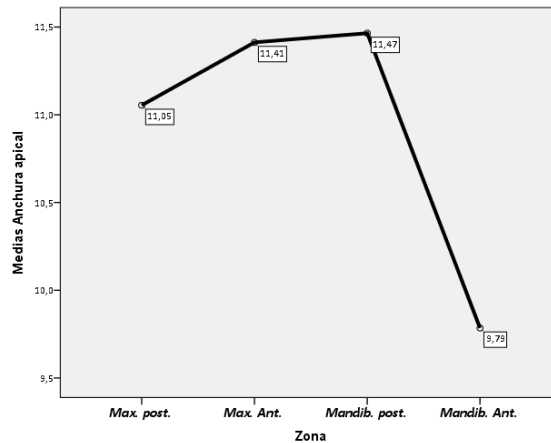
Valores **Anchura media** en función del **Área** de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 57: Diagrama de medias.

Valores de **Anchura apical** en función del **Área** de colocación.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 9. Relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y la densidad ósea

En esta última parte del estudio estadístico se procede a cruzar algunas de las variables de estas dos áreas de medida. Según el tipo de datos se seguirá empleando la metodología ya conocida, bien MANOVA, o bien los coeficientes de correlación.

5. 2. 9. 1. Relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación de implante

Los diagramas de dispersión (figs. 58 a 60) en la línea de todos los realizados, no presentan la posibilidad de que las variables se relacionen de una forma que sea distinta de la lineal. Por ello hemos empleado los coeficientes de Pearson y Spearman para la cuantificación de la relación existente. El sentido expresado en las nubes de puntos, es inverso. Es decir que la asociación, en caso de existir, sería tal que los valores más altos de unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante se vinculan a valores más bajos en las tres variables de la anchura del reborde alveolar edéntulo. Los valores de los coeficientes obtenidos (tabla 45) son similares para todas las variables, y se corresponden con tamaños del efecto moderados (alrededor del 7%) siendo altamente significativos ($p < .001$). Esto nos permite admitir la existencia de la correlación antes explicada entre las unidades Hounsfield a 0.5mm fuera del área de colocación del implante y las variables de anchura del reborde alveolar edéntulo.

Tabla 45: Análisis Inferencial: Coeficientes de correlación.

Asociación entre los valores de HU 0.5mm fuera y las variables de Anchura del reborde alveolar receptor.

Variables	HU 0,5mm fuera			HU 0,5mm fuera		
	Pearson	R ²	P-Sig.	Spearman	ρ^2	P-Sig.
Anchura Coronal	-.259	.067	.000**	-.273	.074	.000**
Anchura Apical	-.286	.082	.000**	-.267	.071	.000**
Anchura Media	-.235	.055	.001**	-.254	.065	.001**

** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 58: Diagrama de dispersión.
Asociación entre HU 0.5mm fuera y Anchura coronal.

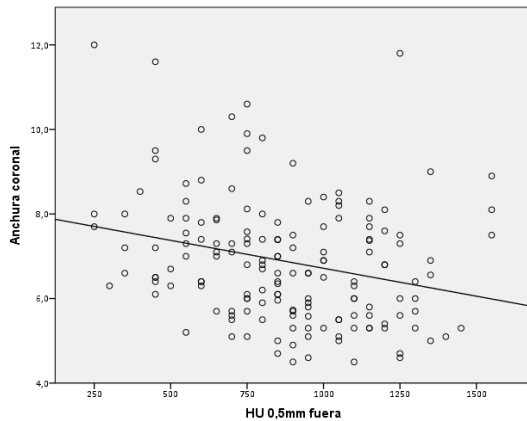
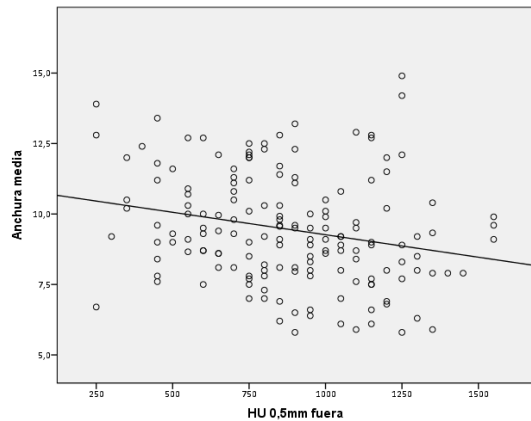
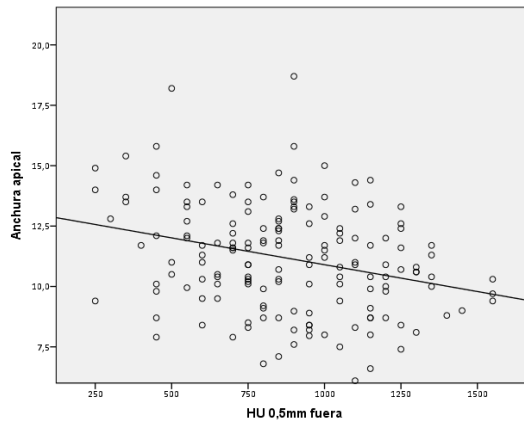


Figura 59: Diagrama de dispersión.
Asociación entre HU 0.5mm fuera y Anchura media.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 60: Diagrama de dispersión.
Asociación entre HU 0.5mm fuera y Anchura apical.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 9. 2. Relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y el tipo de hueso a 0,5mm fuera del área de colocación de implante

Los resultados obtenidos (tabla 46) nos indican que existe una asociación significativa que justifica la existencia de diferencias estadísticamente significativas en las tres variables: anchura coronal ($p < .01$) y anchura media y apical ($p < .05$) en función de la densidad ósea. El tamaño del efecto es algo mayor en la anchura coronal (10.7%; moderado) que en las otras dos variables (alrededor de un 6%; leve). Los test post hoc de Tukey, establecen que en especial la significación se debe al valor más elevado de las medias de anchura (en las tres variables) en el grupo de casos con D4. Esta diferencia es especialmente notable en la anchura

apical, donde las diferencias entre las medias de D1, D2 y D3 no alcanza significación ($p > .05$) pero obviamente sí desde ellas hasta D4. En las variables de anchura coronal y en anchura media, se aprecia cómo los valores son más bajos en D1 y D2 y van aumento hacia D3 y posteriormente en D4.

Tabla 46: Análisis Inferencial: Diferencia de medias.

Relación del tipo de hueso 0.5mm fuera con la Anchura del reborde alveolar receptor.

Variables	D1 (20)	D2 (71)	D3 (62)	D4 (7)	ANOVA		Tamaño del efecto: R ²
	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Media (D.E.)	Valor	P valor	
Anchura coronal	6.66 (1.79)	6.43 (1.15)	7.34 (1.47)	7.97 (1.90)	6.23**	.001	.107
Anchura media	9.09 (2.39)	9.09 (1.88)	9.86 (1.74)	10.76 (2.41)	3.10 *	.029	.056
Anchura apical	10.36 (1.56)	11.02 (2.42)	11.37 (2.10)	13.39 (1.96)	3.60 *	.015	.065

* = Significativo al 5% ($p < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($p < .01$)

Figura 61: Diagrama de medias.

Valores de **Anchura coronal** en función de **HU 0.5mm fuera**.

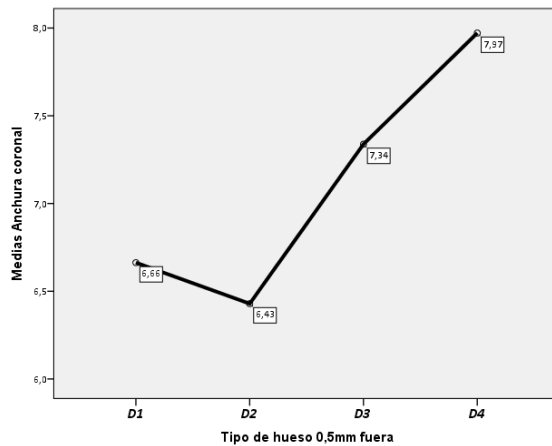
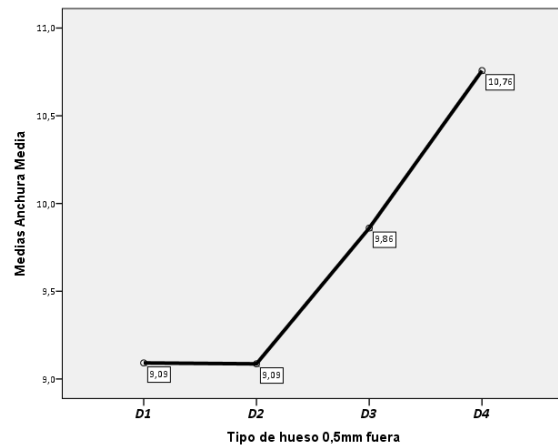


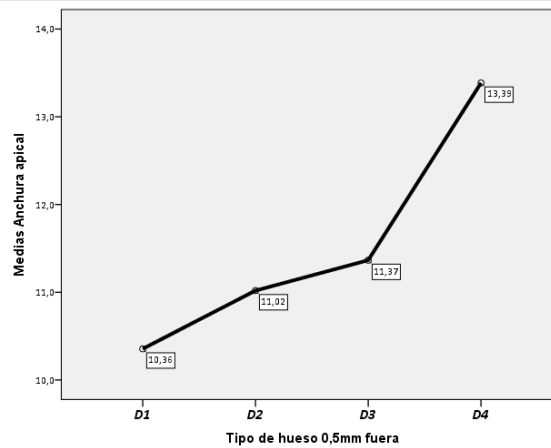
Figura 62: Diagrama de medias.

Valores de **Anchura media** en función de **HU 0.5mm fuera**.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

Figura 63: Diagrama de medias.
Valores de **Anchura apical** en función de las **HU 0.5mm fuera**.

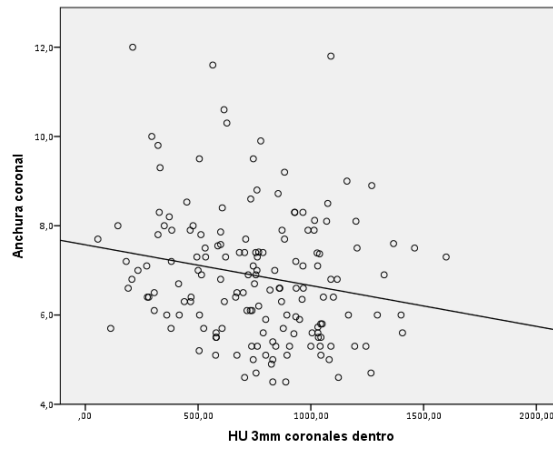


Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

5. 2. 9. 3. Relación entre la anchura del reborde alveolar edéntulo y las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante

El diagrama de dispersión entre este par de variables (fig. 64) en la línea de todos los anteriores muestra una posible relación con tendencia lineal e inversa. Es decir que se pueden estar asociando los valores más elevados en las unidades Hounsfield en los 3mm coronales dentro del área de colocación del implante con los valores menores de anchura coronal, y viceversa. El valor del coeficiente de Pearson (-0.192) y del coeficiente de Spearman (-.196) ambos significativos para $p < .01$ ($p = .008$ y $p = .006$) respectivamente así lo confirma. El tamaño del efecto (algo menos de un 4%) no obstante, indica que esta relación es leve, a pesar de existir la tendencia comentada.

Figura 64: *Diagrama de dispersión.*
Asociación entre HU 3mm dentro y Anchura coronal.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22

6. DISCUSIÓN

El estudio radiológico del reborde alveolar edéntulo previo a la colocación de implantes aporta información diagnóstica importante de la cantidad y densidad ósea disponibles. Los resultados del presente estudio demuestran que la región anatómica de mayor densidad se asocia a la mandíbula anterior seguida del maxilar anterior, mandíbula posterior y por último maxilar posterior ($p < .001$). Estos resultados coinciden con lo descrito por Misch¹⁶ y Norton y Gamble.²⁸ En nuestros resultados la anchura del reborde alveolar resulta ser mayor en sectores posteriores que en sectores anteriores ($p < .001$). Teniendo en cuenta la anchura media del reborde alveolar, podemos ordenar las distintas regiones anatómicas en orden decreciente: mandíbula posterior, maxilar posterior, maxilar anterior y mandíbula anterior. Así mismo, los rebordes alveolares estrechos se relacionan con mayores valores de densidad ósea (hueso tipo 1) debido al acercamiento de las corticales vestibular y lingual/palatina, mientras que los rebordes anchos están más relacionados con valores más bajos de densidad (hueso tipo 4) al contener mayor volumen de hueso esponjoso que los rebordes más estrechos ($p < .001$).

La densidad ósea condiciona la estabilidad primaria de los implantes. Esta relación ha sido objeto de estudio y la densidad ósea se ha cuantificado con diferentes metodologías, ya sea de forma subjetiva (sensación táctil de la resistencia del hueso al fresado) u objetiva (estudios radiológicos). Los resultados del presente estudio demuestran la existencia de una relación estadísticamente significativa entre todas las variables que definen de alguna forma la densidad ósea del reborde alveolar edéntulo y las variables que definen la estabilidad primaria de los 160 implantes que fueron colocados: torque de inserción y análisis de frecuencia de resonancia.

Existen estudios realizados en humanos en los que la densidad ósea se cuantificó en unidades Hounsfield mediante el empleo de tomografías computarizadas. Los estudios de Turkyilmaz et al^{72, 73} demuestran una relación estadísticamente significativa ($p < .001$) entre valores de densidad ósea y valores de estabilidad primaria (ISQ y torque de inserción) al analizar muestras de 300 y 230 implantes dentales. En estos estudios se define únicamente una variable de densidad ósea correspondiente a las unidades Hounsfield existentes dentro de un rectángulo que limita el área del implante a colocar incorporado en el correspondiente corte tomográfico marcado por una férula radiológico-quirúrgica.

Farré-Pagés et al⁷⁴ consiguen un resultado similar aunque de efecto menor ($p < .05$) en una muestra de 54 implantes al relacionar la densidad ósea alrededor del área de colocación del implante de estudios CT con valores ISQ. Sin embargo, no encuentran relación entre valores

densitométricos y el torque de inserción ($p > .05$). Lo mismo sucede en un estudio de Herekar et al ⁷⁵ donde se encuentra una relación estadísticamente significativa entre los distintos tipos de hueso y los valores ISQ ($p < .001$) pero no entre los distintos tipos de hueso y el torque de inserción. La metodología de medición densitométrica en este estudio no está detallada y tan solo se menciona el empleo de un escáner tomográfico médico.

Arisan et al ²⁷ hallan una relación estadísticamente significativa entre valores densitométricos del hueso alveolar calculados mediante un escáner médico y un escáner CBCT y valores de estabilidad primaria en una muestra de 108 implantes colocados a pacientes. La metodología de medición densitométrica de este estudio está perfectamente detallada y descrita en valores del interior del área de colocación del implante y a 1mm fuera del área de colocación del implante. Una conclusión importante de este estudio determina que las mediciones densitométricas realizadas con CBCT son fiables y comparables a las realizadas con escáneres CT mientras los aparatos estén adecuadamente calibrados.

En este sentido, Sennerby et al ²⁶ validan un CBCT mediante un estudio de calibración y hallan relaciones altamente significativas entre la densidad ósea a 1mm fuera del área de colocación de 155 implantes insertados en humanos y valores de estabilidad primaria en ISQ ($p < .0002$) y torque de inserción ($p < .0001$).

Fuster-Torres et al ⁷⁶ obtienen resultados estadísticamente significativos únicamente en la región anteromandibular al relacionar valores densitométricos del reborde alveolar dentro del área de colocación de 82 implantes medidos mediante CBCT con valores de torque de inserción ($p < .05$) y al relacionar la densidad ósea con valores ISQ sólo en varones ($p < .05$).

Nuestros resultados demuestran que el empleo de un CBCT calibrado es fiable para realizar mediciones densitométricas y estudiar su relación con variables de estabilidad primaria. Coincidiendo con los resultados de Arisan et al ²⁷ y Sennerby et al ²⁶ la periferia del área de colocación del implante es la zona más interesante para estudiar el efecto que genera la densidad ósea sobre la estabilidad primaria. Por esta razón hemos encontrado una relación altamente significativa entre las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante y el torque de inserción ($p < .0001$) y las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante y las mediciones ISQ ($p < .0001$). La explicación más razonable es que la estabilidad de un implante está condicionada por el hueso que lo rodea y no por el hueso que existía en el área interna del implante antes de su colocación, de tal forma que los

modelos multivariantes explicativos de los efectos sobre la estabilidad primaria del presente estudio determinan que el factor explicativo con mayor efecto sobre el torque de inserción son las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante con un efecto del 39,8% seguido de las unidades Hounsfield dentro del área de colocación del implante con un efecto del 35,3%. Así mismo el factor explicativo con mayor efecto sobre el sumatorio de los valores ISQ en el modelo lineal multivariante automatizado son las unidades Hounsfield a 0,5 mm fuera del área de colocación del implante seguidas del área anatómica de colocación del implante y la anchura apical del reborde alveolar edéntulo.

Indudablemente, cuanto más cortical sea el hueso que rodea al implante (y por consiguiente mayores sean los valores de unidades Hounsfield), mayor será la estabilidad del mismo. Siguiendo esta lógica, los cirujanos buscan el anclaje de los implantes a expensas de las corticales óseas bucales y linguales/palatinas del reborde alveolar: anclaje bicortical.

Los estudios sobre modelos animales de Isoda et al ⁷⁷ y Howashi et al ⁷⁸ también encuentran una relación estadísticamente significativa ($p < .001$) entre valores densitométricos obtenidos mediante CBCT y CT respectivamente y la estabilidad primaria en ISQ y torque de inserción de implantes de diferentes diseños colocados en cabezas de fémur de cerdos.

Otro estudios in vitro ^{79, 80, 81} ponen de manifiesto la importancia del grosor cortical a la hora de conseguir estabilidad primaria al colocar implantes de diferentes diseños en bloques de espuma de poliuretano rígido. Hsu et al ⁷⁹ afirman que el grosor de la cortical y la dureza del hueso trabecular de estos modelos sintéticos afectan a los valores ISQ y al torque de inserción, tal que a mayor grosor y mayor dureza del hueso, mayores valores de estabilidad primaria de los implantes. Divac et al ⁸⁰ encuentran valores más elevados de ISQ y fuerzas de torsión en implantes colocados en bloques de poliuretano gruesos en comparación a bloques de poliuretano de grosores más finos. Wang et al ⁸¹ consiguen resultados similares aunque determinan que los valores ISQ son más elevados cuando el implante queda más sumergido en el modelo. Esto confirma que en relación a la técnica quirúrgica, colocar implantes en una posición subcrestal favorece la estabilidad primaria de los mismos.

En definitiva, podemos afirmar que la estabilidad de los implantes se ve influenciada tanto por la densidad ósea como por el grosor de la cortical. Marquezan et al ⁸² llegan a la misma conclusión al realizar una revisión sistemática y metaanálisis sobre la influencia del grosor cortical en la estabilidad primaria de microtornillos de ortodoncia. La densidad y grosor de

dicha cortical ósea aumenta en sentido apical del reborde alveolar conforme a lo descrito en el estudio de Ohiomoba et al ⁸³. En el presente estudio, se han diseñado tres variables que tratan de definir la densidad ósea de la cortical crestal: unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante, valor máximo de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante y valor mínimo de unidades Hounsfield en los 3 primeros milímetros coronales dentro del área de colocación del implante. Se han encontrado relaciones estadísticamente significativas entre las tres variables y las variables de estabilidad primaria de los implantes ($p < .001$). Estos resultados nos permiten afirmar, en concordancia con lo expuesto de los estudios mencionados anteriormente, que las propiedades del hueso de la cortical crestal son fundamentales a la hora de conseguir la estabilidad primaria de los implantes dentales.

Aunque el grosor cortical es objeto de estudio en tanto a la estabilidad de implantes se refiere, no existe evidencia científica en la literatura que demuestre una relación de la anchura completa del reborde alveolar edéntulo con la estabilidad de implantes. Aunque nuestros resultados no muestran relación de la anchura del reborde alveolar edéntulo con el torque de inserción, determinan que la anchura del reborde en tercio coronal ($p < .05$), medio ($p < .01$) y apical ($p < .01$) guarda una relación estadísticamente significativa con los valores ISQ, es decir, los rebordes alveolares anchos favorecen la estabilidad lateral de los implantes aunque no tienen efecto sobre su estabilidad rotacional. Como se ha dicho anteriormente, estos resultados se evidencian en los modelos multivariante explicativos de los efectos sobre la estabilidad primaria. Son necesarios más estudios para explicar esta asociación. No obstante nuestros resultados sí demuestran que la densidad ósea en la periferia del implante aumenta conforme disminuye la anchura del reborde alveolar ($p < .001$), al quedar más próximas las corticales bucal y palatina/lingual a la superficie del implante, aunque no hemos podido establecer una relación estadísticamente significativa entre la anchura del reborde y el torque de inserción de los implantes. Una vez más son necesarios más estudios que investiguen esta cuestión.

Los resultados del presente trabajo coinciden con los de otros estudios con metodologías muy distintas de medición de la densidad ósea del reborde alveolar. Un ejemplo claro es el del estudio de la densidad ósea mediante análisis fractal. Suer et al ⁸⁴ consiguen relacionar estadísticamente valores de densidad ósea del reborde alveolar obtenidos mediante análisis fractal de radiografías panorámicas del área premolar y molar mandibular con valores de

torque de inserción ($p=.0005$) y valores ISQ ($p=.005$). Resultados similares pueden observarse en los estudios de Lee et al.⁸⁵ y Veltri et al.⁸⁶

Otro ejemplo de una metodología distinta para cuantificar la densidad ósea es la obtención de una biopsia del área de colocación del implante y el posterior análisis de la microestructura ósea del hueso mediante micro CT. Ribeiro-Rotta et al.⁸⁷ demuestran una asociación estadísticamente significativa entre distintas variables que definen la microestructura ósea (arquitectura del trabeculado óseo y densidad del mismo) medidas mediante micro CT y valores de torque de inserción ($p<0.01$). Fu et al.⁸⁸ logran establecer una asociación negativa entre valores ISQ y los diferentes tipos de hueso analizados mediante estereomicroscopía ($p=.013$) y micro CT ($p=.027$), pero sólo en maxilar superior.

Los resultados de nuestro estudio demuestran la existencia de una asociación positiva entre el diámetro del implante y los valores ISQ de estabilidad primaria, tal que en los implantes de diámetro 4,1 mayor ISQ en comparación con implantes de 3,25 y 3,75 ($p<.01$). No obstante, no hemos encontrado relaciones estadísticamente significativas entre el diámetro de los implantes y el torque de inserción ni entre la longitud del implante y los valores de estabilidad primaria. Esto último es debido a que la medida más empleada de longitud fue 10mm (77 implantes) seguida de 11,5mm (52 implantes), entre ambas medidas existe poca diferencia y los implantes a los que hacen referencia, juntos son la mayoría de los casos del estudio (129).

Existen estudios en la literatura cuyos objetivos principales son determinar la relación entre el diámetro y longitud de implantes dentales y la estabilidad primaria de los mismos. Nuestros resultados coinciden con los de Gómez-Polo et al.⁸⁹, que encuentran relación estadísticamente significativa entre el diámetro de 88 implantes colocados en humanos y valores de estabilidad primaria en ISQ, pero no encuentran relación entre la longitud de sus implantes y los valores de estabilidad primaria. Karl et al.⁹⁰ también encuentran relación entre el diámetro de los implantes y los valores ISQ de estabilidad primaria aunque solo en la región mandibular ($p=0.037$), al igual que la longitud de los implantes con los valores ISQ también en mandíbula anterior ($p=0$). Existen estudios que afirman que utilizar implantes de mayor longitud incrementa la estabilidad primaria de los mismos.^{91,92}

Los resultados del presente estudio muestran una relación altamente significativa ($p<.001$) entre las variables de estabilidad primaria (ISQ y torque de inserción), en concordancia con lo expuesto en los estudios de Filho et al.⁹³ y Makary et al.⁹⁴ Aunque la estabilidad rotacional y la

estabilidad lateral del implante son conceptos distintos, ambas se ven afectadas por los mismos condicionantes y determinan el éxito en la osteointegración de los implantes.

7. CONCLUSIONES

1. La estabilidad primaria medida en ISQ y torque de inserción es proporcional a la densidad ósea del reborde alveolar edéntulo, y por tanto es predecible mediante un estudio radiográfico CBCT. El presente estudio demuestra que para un implante cilíndrico de ápice redondeado y conexión interna BEGO Semados® S-Line cabe esperar una estabilidad primaria distinta en función del tipo de hueso receptor, cuando se respeta el procolo de fresado marcado por el fabricante y no se realizan técnicas de compactación ósea o infrafresado del lecho implantológico. Para tipos de hueso de baja densidad (tipo 4 de Misch) cabe esperar un torque de inserción <30 Ncm y un valor ISQ inferior en comparación a huesos de mayor densidad.
2. Los rebordes alveolares anchos favorecen la estabilidad primaria lateral de los implantes aunque no tienen efecto sobre su estabilidad rotacional. Son necesarios más estudios que investiguen esta cuestión.
3. El diámetro del implante condiciona los valores de estabilidad primaria lateral de los implantes.
4. Los implantes colocados en la mandíbula presentan mayor estabilidad primaria lateral que los colocados en el maxilar.
5. La variable con mayor significación estadística para predecir la estabilidad primaria lateral y rotacional de un implante son las unidades Hounsfield a 0,5mm fuera del área de colocación del implante.
6. Existe una asociación positiva estadísticamente significativa entre la estabilidad primaria lateral y rotacional del implante.
7. La región anatómica de mayor densidad se asocia a la mandíbula anterior seguida del maxilar anterior, mandíbula posterior y por último maxilar posterior.
8. Teniendo en cuenta la anchura media del reborde alveolar, podemos ordenar las distintas regiones anatómicas en orden decreciente: mandíbula posterior, maxilar posterior, maxilar anterior y mandíbula anterior.
9. Los rebordes alveolares estrechos se relacionan con mayores valores de densidad ósea (hueso tipo 1 de Misch) debido al acercamiento de las corticales vestibular y lingual/palatina mientras que los rebordes anchos están más relacionados con valores más bajos de densidad (hueso tipo 4 de Misch) al contener mayor volumen de hueso esponjoso.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Testut L. Cabeza ósea. En: Latarjet A, director. Tratado de Anatomía Humana. 8ª ed. Barcelona: Salvat Editores S. A.; 1932. 129-325.
2. Araújo M, Lindhe J. Reborde alveolar edéntulo. En: Lindhe J, Lang N P, Karring T, directores. Periodontología clínica e Implantología Odontológica. 5ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S. A.; 2009. 50-68.
3. Wolf H F, Thomas M H. Biología estructural. En: Wolf H F, Thomas M H, directores. Atlas a Color de Periodontología. Ed. 2009. Alemania: AMOLCA; 2008. 7-20.
4. Anitua E. Oseointegración, regeneración ósea. En: Anitua E, editor. Manual Quirúrgico Implantología Oral. 1ª ed. Vitoria: Team Work Media España S. L.; 2013. 33-43.
5. Anitua E. Bases biológicas de la regeneración del alveolo postextracción. En: Anitua E, editor. Alveolo Post-Extracción Una Aproximación Biológica. 1ª ed. Vitoria: Team Work Media España S. L.; 2015. 17-40.
6. Amler M H. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1969. 27 (3): 309-18.
7. Evian C I, Rosenberg E S, Coslet J G, Corn H. The osteogenic activity of bone removed from healing extraction sockets in humans. J Periodontol. 1982. 53 (2): 81-5.
8. Enlow D H, Bang S. Growth and remodeling of the human maxilla. Am J Orthod. 1965. 51: 446-64.
9. Atwood D A. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. J Prosthet Dent. 1971. 26 (3): 266-79.
10. Block M S. Dental implants: the last 100 years. J Oral Maxillofac Surg. 2018. 76 (1): 11-26.
11. Branemark P I, Zarb G A, Albrektsson T. Prótesis Tejido-integradas La Oseointegración en la Odontología Clínica. Reimpresión 1999. Barcelona: Editorial Quintessence S. L.; 1999.

12. Linkow L I, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology, vol 1, St Louis, 1970, Mosby.
13. Lekholm U, Zarb G A. Selección y preparación del paciente. En: Branemark P I, editor. Prótesis Tejido-integradas La Oseointegración en la Odontología Clínica. Reimpresión 1999. Barcelona: Editorial Quintessence S. L.; 1999. 199-209.
14. Misch C E. Bone character: second vital implant criterion. Dent Today. 1988. 7: 39-40.
15. MacMillan H W. Structural characteristics of the alveolar process. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1926. 12 (8): 722-732.
16. Misch C E. Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento. En: Misch C E, editor. Implantología contemporánea.. 3ª ed. Barcelona: Elsevier España S. L.; 2009. 130-146.
17. Whaites E, Drage N. Valoración de los implantes. En: Whaites E, Drage N, directores. Fundamentos de radiología dental. 5ª ed. Barcelona: Elsevier España S. L.; 2014. 293-301.
18. Fazzalari N L, Parkinson I H. Fractal dimensión and architecture of trabecular bone. J Pathol. 1996. 178: 100-105.
19. Amer M E, Heo M S, Brooks S L, Benavides E. Anatomical variations of trabecular bone structure in intraoral radiographs using fractal and particles count analyses. Imaging Sci Dent. 2012. 42: 5-12.
20. Geraets W G, van der Stelt P F. Fractal properties of bone. Dentomaxillofac Radiol. 2000. 29: 144-153.
21. Hounsfield G N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. Br J Radiol. 1973. 46: 1016-1022.
22. Makimoto Y, Matsuzaki K, Yoshida S, Nishitani H. Early clinical experience on cone-beam CT. J Digit Imaging. 1998. 11 (3): 211-3.

23. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini P T, Andreis I A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998. 8 (9): 1558-64.
24. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci.* 2006. 48 (1): 27-34.
25. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Aiji E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2009. 20 (5): 503-6.
26. Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, Motroni A. Evaluation of a novel cone beam computed tomography scanner for bone density examinations in preoperative 3d reconstructions and correlation with primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015. 17 (5): 844-53.
27. Arisan V, Karabuda Z C, Avsever H, Özdemir T. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013. 15 (6): 893-906.
28. Norton M R, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001. 12 (1): 79-84.
29. Maki K, Okano T, Morohashi T, Yamada S, Shibasaki Y. The application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial skeleton. *Dentomaxillofac Radiol.* 1997. 26 (1): 39-44.
30. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005. 20 (6): 898-904.

31. Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone*. 1998. 23 (1): 59-66.
32. Parfitt A M, Drezner M K, Glorieux F H, Kanis J A, Malluche H, Meunier P J, Ott S M, Recker R R. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *J Bone Miner Res*. 1987. 2 (6): 595-610.
33. de Oliveira R C, Leles C R, Lindh C, Ribeiro-Rotta R F. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites. Part 1: identification of clinical-related parameters. *Clin Oral Implants Res*. 2012. 23 (8): 981-6.
34. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008. 47: 51-66.
35. Esposito M, Hirsch J M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998. 106 (1): 527-51.
36. Esposito M, Hirsch J M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*. 1998. 106 (3): 721-64.
37. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J P, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*. 2004. 15 (5): 529-39.
38. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle C H. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004. 15 (4): 428-34.

39. Javed F, Ahmed H B, Crespi R, Romanos G E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*. 2013. 5 (4): 162-7.
40. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy E A. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008. 10 (4): 231-7
41. Alghamdi H, Anand P S, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in por bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011. 69 (12): 506-12.
42. Summers R B. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994. 15 (2): 152-62.
43. Padmanabhan T V, Gupta R K. Comparison of crestal bone loss and implant stability among the implants placed with conventional procedure and using osteotome technique: a clinical study. *J Oral Implantol*. 2010. 36 (6): 475-83.
44. Shayesteh Y S, Khojasteh A, Siadat H, Monzavi A, Bassir S H, Hossaini M, Alikhasi M. A comparative study of crestal bone loss and implant stability between osteotome and conventional implant insertion techniques: a randomized controlled clinical trial study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013. 15 (3): 350-7.
45. Gultekin B A, Sirali A, Gultekin P, Ersanli S. Clinical evaluation of the stability of implants placed at different supracrestal levels. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2016. 50 (3): 21-31.
46. Shadid R M, Sadagah N R, Othman S A. Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *Int J Dent*. 2014. 2014: 204838.
47. Stanford C M, Barwacz C, Raes S, De Bruyn H, Cecchinato D, Bittner N, Brandt J. Multicenter clinical randomized controlled trial evaluation of an implant system designed for enhanced primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016. 31 (4): 906-15.

48. Menicucci G, Pachie E, Lorenzetti M, Migliaretti G, Carossa S. Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Int J Prosthodont.* 2012. 25 (5): 465-71.
49. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004. 15 (4): 474-80.
50. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadáver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000. 2 (2): 85-92.
51. Rokn A, Ghahroudi A R, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel Wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran).* 2011. 8 (4): 186-200.
52. Park J H, Lim Y J, Kim M J, Kwon H B. The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J Adv Prosthodont.* 2009. 1 (1): 19-25.
53. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010. 21 (2): 129-36.
55. Stanford C M. Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J.* 2008. 56 (1): 26-33.
55. Anitua E. Ingeniería de superficies. En: Anitua E, editor. *Un Enfoque Biológico de la Implantología.* 1ª ed. Vitoria: Team Work Media España S. L.; 2008. 107-23.
56. Jaffin R A, Berman C L. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991. 62 (1): 2-4.
57. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1998. 9 (2): 80-90.
58. Cehreli M C, Karasoy D, Akca K, Eckert S E. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009. 24 (6): 1015-32.

59. Ostman P O, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006. 19 (1): 77-83.
60. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996. 7 (3): 261-7.
61. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998. 11 (5): 491-501.
62. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J P, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004. 15 (5): 520-8.
63. Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994. 9: 279-288.
64. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implant Res.* 1995. 6 (4): 213-9.
65. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999. 1 (2): 75-83.
66. Atsumi M, Park S H, Wang H L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007. 22 (5): 743-54.
67. Liu C, Tsai M T, Huang H L, Chen M Y, Hsu J T, Su K C, Chang C H, Wu A Y. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig.* 2012. 16 (6): 1679-84.
68. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza M M, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012. 23 (7): 767-74.

69. Martínez González M A, Sánchez-Villegas A, Faulin Fajardo J. Bioestadística amigable. 3ª ed. Madrid: Ediciones Diaz de Santos S. A.; 2009.
70. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2ª ed. Hillsdale, N. J.: L. Erlbaum Associates, Inc; 1988.
71. Hinkle D E, Wiersma W, Jurs S G. Applied Statistics for the Behavioral Sciences. 5ª ed. Boston: Houghton Mifflin; 2003.
72. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek E N, Tözüm T F. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. J Clin Periodontol. 2007. 34 (8): 716-22.
73. Turkyilmaz I, McGlumphy E A. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health. 2008. 8: 32.
74. Farré-Pagés N, Augé-Castro M L, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011. 16 (1): e62-7.
75. Herekar M, Sethi M, Ahmad T, Fernandes A S, Patil V, Kulkarni H. A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. J Prosthet Dent. 2014. 112 (4): 805-10.
76. Fuster-Torres M A, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011. 26 (5): 1051-6.
77. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2012. 23 (7): 832-6.

78. Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, Sogo M, Koyano K. Relationship between the CT value and cortical bone thickness at implant recipient sites and primary implant stability with comparison of different implant types. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016. 18 (1): 107-16.
79. Hsu J T, Fuh L J, Tu M G, Li Y F, Chen K T, Huang H L. The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013. 15 (2): 251-61.
80. Divac M, Stawarczyk B, Sahrman P, Attin T, Schmidlin P R. Influence of residual bone thickness on primary stability of hybrid self-tapping implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013. 28 (1): 84-8.
81. Wang T M, Lee M S, Wang J S, Lin L D. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to médium- density bone. *Int J Prosthodont*. 2015. 28 (1): 40-7.
82. Marquezan M, Mattos C T, Sant'Anna E F, de Souza M M, Maia L C. Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*. 2014. 84 (6): 1093-103.
83. Ohiomoba H, Sonis A, Yansane A, Friedland B. Quantitative evaluation of maxillary alveolar cortical bone thickness and density using computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017. 151(1): 82-91.
84. Suer B T, Yaman Z, Buyuksarac B. Correlation of fractal dimension values with implant insertion torque and resonance frequency values at implant recipient sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016. 31 (1): 55-62.
85. Lee D H, Ku Y, Rhyu I C, Hong J U, Lee C W, Heo M S, Huh K H. A clinical study of alveolar bone quality using the fractal dimension and the implant stability quotient. *J Periodontal Implant Sci*. 2010. 40 (1): 19-24.

86. Veltri M, Ferrari M, Balleri P. Correlation of radiographic fractal analysis with implant insertion torque in a rabbit trabecular bone model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011. 26 (1): 108-14.
87. Ribeiro-Rotta R F, de Oliveira R C, Dias D R, Lindh C, Leles C R. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2014. 25 (2): e47-53.
88. Fu M W, Fu E, Lin F G, Chang W J, Hsieh Y D, Shen E C. Correlation between resonance frequency analysis and bone quality assessments at dental implant recipient sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017. 32 (1): 180-187.
89. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez Polo C, Martín C, Celemín A, del Río J. Does length, diameter or bone quality affect primary and secondary stability in self-tapping dental implants?. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016. 74 (7): 1344-53.
90. Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008. 19 (2): 214-8.
91. Bataineh A B, Al-Dakes A M. The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent*. 2017. 9 (1): e1-e6.
92. Kong L, Sun Y, Hu K, Li D, Hou R, Yang J, Liu B. Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2008. 17 (4): 286-93.
93. Filho L C, Cirano F R, Hayashi F, feng H S, Conte A, Dib L L, Casati M Z. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *J Oral Implantol*. 2014. 40 (3): 259-62.
94. Makary C, Rebaudi A, Sammartino G, Naaman N. Implant primary stability determined by resonance frequency analysis: correlation with insertion torque, histologic bone volumen, and torsional stability at 6 weeks. *Implant Dent*. 2012. 21 (6): 474-80.

9. ANEXO I



Informe del Comité de Ética de la Universidad de León

D. José Luis Mauriz Gutiérrez, como Secretario del Comité de Ética de la Universidad de León.

CERTIFICA:

Que el proyecto ÉTICA-ULE-011-2017, titulado “Capacidad predictiva de la estabilidad primaria de implantes dentales mediante estudio radiológico” presentado por el Dr. D. Jesús Seco Calvo, ha recibido una Evaluación favorable por parte del Comité de Ética de la Universidad de León.

Para emitir el informe los miembros de este Comité han verificado que el proyecto cumple con los requisitos recogidos en el artículo 4 del Reglamento del Comité de Ética de la Universidad de León y que son:

- a) Comprobar la adecuación tanto del modelo como del procedimiento utilizado para obtener el consentimiento informado de la persona que participa o de la que se obtiene el material biológico.
- b) Velar por la garantía de la confidencialidad de los datos personales de los sujetos que participan en el procedimiento.
- c) Supervisar la idoneidad y acreditación de todos los participantes en los protocolos.

Y para que conste a los efectos oportunos firmo el presente certificado en León a veintinueve de septiembre de 2017.



JOSE LUIS MAURIZ
GUTIERREZ

Firmado digitalmente por JOSE LUIS MAURIZ GUTIERREZ
Nombre de reconocimiento (DN): cn=JOSE LUIS MAURIZ
GUTIERREZ, ou=Universidad de León, ou=Dpto. Ciencias
Biomédicas e Instituto Universitario de Biomedicina,
c=ES
Fecha: 2017.09.29 11:56:40 +02'00'

Fdo.: Dr. José Luis Mauriz Gutiérrez
Secretario del Comité de Ética
Universidad de León

10. ANEXO II

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
TRATAMIENTO CON IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS**

Don / Doña :
de años de edad, y D.N.I. n°
Con domicilio en:

DECLARA

Que el Dr./Dra. abajo firmante me ha explicado que es conveniente proceder a realizar un **TRATAMIENTO CON IMPLANTES DENTALES**, dándome la siguiente información:

1.- El propósito principal de la intervención es la reposición de los dientes perdidos. Sé que alternativamente podría recurrir a prótesis convencionales, de menor coste, pero lo descarto por los beneficios que se pueden obtener con la técnica implantológica.

2.- Me ha explicado que el tratamiento que voy a recibir implica la administración de anestesia local, que consiste en proporcionar, mediante una inyección, sustancias que provocan un bloqueo reversible de los nervios de tal manera que se inhibe transitoriamente la sensibilidad con el fin de realizar el tratamiento sin dolor.

Me ha explicado que tendré la sensación de acorchamiento del labio o de la cara, que normalmente van a desaparecer en dos o tres horas.

También me ha explicado que la administración de la anestesia puede provocar, en el punto en el que se administre la inyección, ulceración de la mucosa y dolor, y menos frecuentemente, limitaciones en el movimiento de apertura de la boca, que pueden requerir tratamiento ulterior, y que la anestesia puede provocar bajada de tensión y sensación de mareo. En casos muy infrecuentes pueden aparecer síncope o fibrilación ventricular, que deben tratarse posteriormente e, incluso, excepcionalmente, la muerte.

Comprendo que aunque de mis antecedentes personales no se deducen posibles alergias o alergia al agente anestésico, la anestesia puede provocar urticaria, dermatitis, asma, edema angioneurótico (asfixia), que en casos extremos puede requerir tratamiento urgente.

3.- El procedimiento se lleva a cabo, habitualmente, en dos fases, una primera en la que se fijan tornillos al hueso mediante la realización con fresas de un lecho o alvéolo artificial, y una segunda (pasado un tiempo variable), cuando los tornillos estén integrados con el hueso, en la que se coloca un pilar sobre ellos para recibir posteriormente los aditamentos protésicos. En algunos casos, previamente determinados, el procedimiento se lleva a cabo en una sola fase quirúrgica, quedando en boca el pilar de cicatrización.

4.- Aunque se me han practicado los medios diagnósticos precisos, comprendo que es posible que puedan producirse procesos edematosos, inflamación, hematomas, dolor o laceraciones en la mucosa del labio o mejilla, o en la lengua, que no dependen de la técnica empleada ni de su correcta realización, e incluso la posibilidad de lesionar el seno maxilar y provocar una sinusitis que deba ser tratada posteriormente por el especialista competente.

También se me ha explicado que, con menos frecuencia e independientemente de la técnica empleada y de su correcta realización, es posible que se produzcan lesiones de tipo nervioso, por afectar a terminaciones nerviosas o nervios próximos, lo que generar pérdida de sensibilidad en los labios, el mentón, la lengua o la encía, según cuál sea el nervio afectado. Generalmente la pérdida de sensibilidad es transitoria, aunque puede llegar a ser permanente.

Menos frecuentemente pueden producirse comunicaciones con los senos nasales o con las fosas nasales y lesionar raíces de dientes adyacentes, que pueden requerir tratamiento posterior.

5.- Sé que, aunque la técnica se realice correctamente, existe un porcentaje de fracasos entre el 8% y el 10%, que pueden requerir la repetición de la intervención y que, excepcionalmente, podría producirse una fractura maxilar que requiera tratamiento posterior.

6.- Entiendo que el tratamiento no concluye con la colocación del implante, sino que es preciso visitar periódicamente al facultativo y seguir escrupulosamente las normas de higiene que me ha explicado.

También entiendo que, una vez colocada la prótesis, pueda fracturarse, con la consiguiente necesidad de sustituir algún tornillo o componente.

Se me ha informado que es imprescindible un seguimiento cada cierto número de meses, a fin de detectar precozmente y tratar con mejor pronóstico la aparición de cualquier complicación, como la periimplantitis, que es una especie de enfermedad periodontal en los implantes.

7.- El Dentista me ha explicado que todo acto quirúrgico lleva implícitas una serie de complicaciones comunes y potencialmente serias que podrían requerir tratamientos complementarios tanto médicos como quirúrgicos, y que por mi situación actual (diabetes, cardiopatía, hipertensión, anemia, edad avanzada, obesidad) pueden aumentar riesgos y complicaciones como:

8.- Doy autorización para que se me efectúen radiografías, fotografías y/o sea filmada la intervención que se me efectúe, siempre que sea preservada mi identidad; todo ello para contribuir al avance de la Odontología.

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones consiento que se me practique el tratamiento que me ha explicado el

Dr. D.

colegiado nº del Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de

En . A de de 201

Fdo: El/la Odontólogo/a

Fdo: El paciente

11. ANEXO III

MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO DEL PACIENTE O COLABORADOR

Le invitamos a participar voluntaria y desinteresadamente en un estudio científico promovido por la Universidad de León, titulado **“Capacidad predictiva de la estabilidad primaria de implantes dentales mediante estudio radiológico.”**. Si acepta participar en este estudio, sólo se le pedirá que responda a un cuestionario que recogen los datos necesarios para poder estudiar esa relación, así como una serie de pruebas, cuales son:

- 1.- Anamnesis clínica (historia clínica): sexo, edad, peso, talla, antecedentes, etc.
- 2.- Inspección y exploración física.
- 3.- Análisis sanguíneo.
4. Administración de ANESTESIA LOCAL y posteriormente el procedimiento odontológico que en su caso estuviera indicado por el especialista.

El objetivo del estudio es determinar una relación proporcional entre la densidad ósea y la estabilidad de implantes dentales. Para ello, es preciso realizar tratamientos quirúrgicos consistentes en la colocación de implantes dentales y una serie de mediciones sobre los mismos (análisis de frecuencia de resonancia) que no resultan perjudiciales en ningún sentido a los pacientes.

Se realizarán exclusivamente en pacientes en cuyo caso estuviera indicado el procedimiento antes de participar en el estudio.

Se realizará también un TAC a cada paciente como prueba diagnóstica.

Los procedimientos se realizarán en la clínica del Centro de Formación Continuada del Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de León (COFIL) por personal especializado y en condiciones estandarizadas.

Su participación es voluntaria y puede usted retirarse del estudio en cualquier momento, sin tener que dar explicaciones y con la seguridad de que su relación con el equipo médico que le trata no se verá alterada.

Este estudio se acoge a la ley 15/1999 de Protección de datos de Carácter Personal. Toda la información que de usted se obtenga para el estudio estará dissociada de su identidad e identificada con un código. Sólo los tres investigadores del estudio tendrán acceso a este código de identificación y a los datos que aporte. Estos serán usados únicamente con los fines y objetivos de este estudio concreto. De hecho, para su completa tranquilidad queremos aclararle que sus respuestas y los datos obtenidos serán absolutamente confidenciales y no saldrán del ámbito investigador, y que los resultados nunca serán divulgados de manera individual. De acuerdo a la normativa vigente, tiene usted derecho al acceso, rectificación y

cancelación de los datos proporcionados, para lo cual deberá dirigirse a su odontólogo del estudio. Sus datos serán tratados confidencial e informáticamente y se incorporarán a un fichero automatizado de datos de carácter personal, siendo el responsable D. Joaquín de Elio Oliveros, que ha registrado dicho fichero. A este fichero sólo puede acceder el investigador del estudio Joaquín de Elio Oliveros. Este fichero se destruirá una vez concluido el proceso investigador.

Si tiene cualquier duda con respecto al estudio, plantéese la al odontólogo que le ha invitado a participar en este estudio. Si desea más información, puede dirigirse al coordinador del estudio (Dr. Jesús Seco. Tlf. 987 29 30 80 o jesus.seco@unileon.es).

En cumplimiento de la normativa vigente, es necesario que firme este consentimiento informado para que sus datos puedan ser analizados en este estudio.

Yo ¹

DNI/Pasaporte,

He leído la hoja informativa que me ha sido entregada ²

He tenido oportunidad de efectuar preguntas sobre el estudio.

He recibido respuestas satisfactorias.

He recibido suficiente información en relación con el estudio.

He hablado con el Investigador: Joaquín de Elio Oliveros

Entiendo que la participación es voluntaria.

Entiendo que puedo abandonar el estudio:

- Cuando lo desee.
- Sin que tenga que dar explicaciones.
- Sin que ello afecte a mis cuidados médicos.

También he sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los siguientes extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la investigación:

- Estos datos serán tratados y custodiados con respeto a mi intimidad y a la vigente normativa de protección de datos.
- Sobre estos datos me asisten los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición que podré ejercitar mediante solicitud ante el investigador responsable en la dirección de contacto que figura en este documento.

•Estos datos no podrán ser cedidos sin mi consentimiento expreso y no lo otorgo en este acto.

Doy mi consentimiento sólo para la extracción necesaria en la investigación de la que se me ha informado y para que sean utilizados exclusivamente en ella, sin posibilidad de compartir o ceder éstos, en todo o en parte, a ningún otro investigador, grupo o centro distinto del responsable de esta investigación o para cualquier otro fin. Declaro que he leído y conozco el contenido del presente documento, comprendo los compromisos que asumo y los acepto expresamente. Y, por ello, firmo este consentimiento informado de forma voluntaria para **MANIFESTAR MI DESEO DE PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN TITULADO “CAPACIDAD PREDICTIVA DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE ESTUDIO RADIOLÓGICO.”**, hasta que decida lo contrario. Al firmar este consentimiento no renuncio a ninguno de mis derechos. Recibiré una copia de este consentimiento para guardarlo y poder consultarlo en el futuro.

Nombre del paciente o sujeto colaborador:

DNI/Pasaporte:

Firma:

Fecha:

Nombre del coordinador de la investigación: Jesús Seco Calvo

DNI: 07865930E

Firma:

Identificación del Grupo/Instituto/Centro/Otros, responsable de la investigación, cuando no se trate de proyectos individuales: Jesús Seco Calvo

Fecha:

Dirección de contacto del Investigador y/o del Grupo responsables de la investigación y del tratamiento de los datos:

NOTAS

¹ *Indicar el nombre completo*

² *Incorporar de forma inseparable o al dorso de éste documento.*

12. ANEXO IV

FORMATO DE PROTOCOLO: COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD

La participación de las personas en el Estudio "*Capacidad predictiva de la estabilidad primaria de implantes dentales mediante estudio radiológico.*", debe ser un acto voluntario e informado. Para asegurar este requisito, los/as participantes leerán y firmarán un Protocolo de Compromiso de Confidencialidad.

A continuación se presenta un modelo de Protocolo de Compromiso de Confidencialidad para ser entregado a cada una de las personas participantes.

Este estudio "*Capacidad predictiva de la estabilidad primaria de implantes dentales mediante estudio radiológico.*", tiene como objetivo determinar una relación proporcional entre la densidad ósea y la estabilidad de implantes dentales. Para ello, es preciso realizar tratamientos quirúrgicos consistentes en la colocación de implantes dentales y una serie de mediciones sobre los mismos (análisis de frecuencia de resonancia y torque de inserción) que no resultan perjudiciales en ningún sentido a los pacientes. Se realizará también un TAC a cada paciente como prueba diagnóstica.

Es desarrollado por D. Joaquín de Elio Oliveros (Facultativo especialista en Odontología), junto con el Dr. Jesús Seco Calvo (Universidad de León), y los Dres. Del Canto Pingarrón y Alobera Gracia (médicos estomatólogos) en León.

Su participación es muy valiosa y por ello entendemos que lo más importante es la confianza que usted deposita en nuestro equipo de trabajo.

Como base de esta confianza,

Don Joaquín de Elio Oliveros (Facultativo especialista en Odontología), declara y se compromete a:

1. Tengo claro que para el ejercicio de las funciones u obligaciones durante la vigencia del estudio, me será suministrada y/o se producirá información relacionada tanto con los datos personales de usuarios de la entidad como con datos institucionales de tipo técnico, administrativo, salud y de cualquier otra naturaleza.
2. Que por tal motivo me será confiada dicha información y que la misma puede ser catalogada como privada, semiprivada o sensible de acuerdo a las definiciones establecidas por medio de la legislación vigente, la cual conozco y manifiesto entender.

En virtud de lo anterior me comprometo a

1. Guardar estricta reserva y secreto en relación con la información que me sea suministrada.
2. Asegurar el anonimato de su testimonio y para ello su nombre no será incluido en ningún informe.
3. Hacer el uso adecuado de la infraestructura y tecnología que me sea dispuesta para el manejo de la información.
4. Respetar y cumplir las disposiciones que me sean indicadas para la seguridad de la información.
5. Respetar y cumplir las restricciones de acceso que me sean definidas en los diferentes procesos de manejo de la información.
6. Informar a la Gerencia Regional del SACYL o a las Direcciones Médicas respectivas del CAULE, según sea el caso, cuando se sospeche o se tenga conocimiento de hechos que pongan en riesgo o vulneren la seguridad de la información.
7. Conservar la información a la que tenga acceso bajo las condiciones de seguridad necesarias para impedir su adulteración, pérdida, consulta, uso o acceso no autorizado o fraudulento.
8. Manejar la información únicamente en los términos en que me sean autorizados.
9. Velar por el respeto a las condiciones de seguridad y privacidad de la información de los usuarios de la entidad.
10. Atender y tramitar los requerimientos que la Administración me efectúe para resolver consultas y reclamos formulados por usuarios con relación a sus datos.
11. Permitir el acceso a la información únicamente de las personas autorizadas para tal fin.
12. No publicar ni disponer la información puesta a mi conocimiento en internet u otros medios de divulgación o comunicación masiva.
13. Su colaboración es voluntaria y por ello se respetará si hay temas de los que usted no desea se incluyan en la base de datos.

En señal de conformidad, le solicitamos firme un ejemplar de este Compromiso de Confidencialidad.

Si usted tiene alguna consulta o reclamación, puede dirigirse a Dr. Jesús Seco Calvo (nombre del responsable del equipo). Lo puede localizar en el teléfono 987 29 31 27 entre las 08:00 y las 13:00 hrs., o en la dirección de correo electrónico: jasecc@unileon.es

Joaquín de Elío Oliveros
Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de León

Dr. Jesús Seco Calvo
Responsable del Equipo Investigador

Persona participante

Fecha, _____

